

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Katedra zdravotní tělesné výchovy a tělovýchovného lékařství

**Vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin
u jedinců po transfemorální amputaci**

Diplomová práce

Vedoucí práce:

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Tereza Plháková

Praha, 2024

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala Mgr. Evě Prokešové, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady při zpracování diplomové práce. Děkuji Mgr. et Mgr. Vojtěchovi Kovařovic, za konzultace a přínosné poznatky. Mé další poděkování patří účastníkům projektu, za věnovaný čas a úsilí. Velké poděkování patří i Rehabilitační klinice Malvazinky za poskytnuté zázemí při měření.

ABSTRAKT

Název: Vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u jedinců po transfemorální amputaci

Cíle: Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u jedinců, kteří podstoupili transfemorální amputaci.

Metody: Výzkumu se účastnili čtyři muži ve věku 40-60 let (průměr = 54,5 let, SD = 5,92), kteří podstoupili jednostrannou transfemorální amputaci a jsou dlouholetými uživateli protéz stupně aktivity 3 (SA 3). Studie využívá kvaziexperimentální design, konkrétně jednoduchý pretest-posttest design. Pro ovlivnění rozložení váhy dolních končetin byla použita pohybová intervence, která zahrnovala čtyřtýdenní online fitness program zaměřený na posílení svalů, zlepšení rovnováhy a koordinace. K měření rozložení váhy dolních končetin byl použit přístroj 3D L.A.S.A.R Posture. Na základě výsledků studentského t-testu byla nepotvrzena hypotéza H0 a potvrzena hypotéza H1. Power analýza ukázala, že výsledky výzkumu nelze aplikovat na populaci lidí po transfemorální amputaci. Následně byla použita věcná významnost k identifikaci prakticky významných rozdílů u sledovaných probandů.

Výsledky: Věcná významnost prakticky identifikovala zlepšení v rozložení váhy mezi amputovanou a neamputovanou dolní končetinou, přičemž angažovanost amputované dolní končetiny se u všech probandů zvýšila průměrně o 2,68 %.

Závěr: Standardizovaným cvičením pro uživatele protéz po transfemorální amputaci lze zlepšit symetrii zatížení dolních končetin.

Klíčová slova: amputovaná dolní končetina; intaktní dolní končetina; symetrie zatížení; statické měření; zatížení dolních končetin; rovnováha

ABSTRACT

Title: The effect of physical intervention on static weight bearing in individuals undergoing transfemoral amputation

Objectives: The aim of this thesis was to investigate the effect of physical intervention on static weight bearing in individuals undergoing transfemoral amputation.

Methods: Four men aged 40-60 years (mean = 54,5 years, SD = 5,92) who have undergone unilateral transfemoral amputation and are long-time users of mobility grade 3 (MG 3) prostheses participated in the study. The study uses a quasi-experimental design, specifically a simple pretest-posttest design. A physical intervention was used to influence the weight bearing of the lower limbs, which included a four-week online fitness program aimed at strengthening muscles, improving balance and coordination. The 3D L.A.S.A.R Posture device was used to measure lower limb weight distribution. Based on the results of the student t-test, hypothesis H0 was rejected and hypothesis H1 was accepted. Power analysis showed that the research results could not be applied to the population of transfemoral amputees. Subsequently, substantive significance was used to identify practically significant differences in the probands studied.

Results: Substantial significance identified a practical improvement in the weight distribution between the amputated and non-amputated lower limb, with the involvement of the amputated lower limb increasing by an average of 2,68 % in all probands.

Conclusion: Standardized online fitness program for prosthesis users after transfemoral amputation can improve the symmetry of lower limb weight-bearing.

Keywords: amputated lower limb; intact lower limb; weight bearing symmetry; static measurement; lower limb loading; balance

OBSAH

1	Úvod.....	9
2	Teoretická východiska	11
2.1	Amputace dolní končetiny	11
2.1.1	Příčiny amputací	12
2.1.1	Transfemorální amputace	12
2.1.1.1	Biomechanika	13
2.2	Protetické řešení po amputaci dolní končetiny	15
2.2.1	Protetický systém	15
2.2.2	Kontraindikace protézování	16
2.2.3	Stupně aktivity	17
2.2.4	Prvovybavení	18
2.2.5	Finální protéza	19
2.2.6	Faktory ovlivňující ovladatelnost protézy a kvalitu chůze	19
2.2.7	Transfemorální protéza	20
2.2.7.1	Protetické chodidlo	20
2.2.7.2	Adaptéry	21
2.2.7.3	Protetické koleno	21
2.2.7.4	Protetické lůžko	22
2.2.7.5	Systémy připojení protetického lůžka	24
2.2.7.6	Alternativa k protetickému lůžku	25
2.2.7.7	Nastavení protézy	25
2.3	Symetrie zátěže dolních končetin.....	29
2.3.1	Posturální aktivita dolních končetin	29
2.3.1.1	Kyčelní kloub	30
2.3.1.2	Koleno	30
2.3.1.3	Noha	30
2.3.2	Asymetrie zatížení u jedinců po transfemorální amputaci.....	31
2.3.2.1	Stabilita protetických komponentů.....	32
2.3.2.2	Stabilita protetického lůžka	33
2.4	Pohybová cvičení pro uživatele protéz po amputaci dolní končetiny.....	34
2.4.1	Druhy cvičení.....	34
2.4.2	Specifika rehabilitace podle typu amputace	35
2.4.3	Rizika při cvičení	36
2.4.4	Prevence vzniku kontraktur	36
3	Cíle, úkoly práce a hypotézy.....	38
3.1	Cíle práce	38
3.2	Úkoly práce	38
3.3	Výzkumná otázka.....	38
3.4	Hypotézy	38
4	Metodika práce	39
4.1	Popis sledovaného souboru	39
4.2	Použité metody.....	40
4.2.1	3D L.A.S.A.R Posture	40
4.2.2	Pohybová intervence.....	41
4.3	Sběr dat.....	42
4.4	Analýza dat.....	43
5	Výsledky	46
5.1	Výsledky Proband 1	46
5.2	Výsledky Proband 2	48

5.3	Výsledky Proband 3	50
5.4	Výsledky Proband 4	52
5.5	Souhrnný výsledek zatížení amputované dolní končetiny	54
6	Diskuze	56
7	Limity studie	59
8	Závěr	60
9	Seznam literatury	61
10	Seznam příloh	66
10.1	Schválení etické komise	67
10.2	Vzor informovaného souhlasu	69
10.3	Seznam obrázků	71
10.4	Seznam tabulek	71
10.5	Seznam grafů.....	71
10.6	Přehled a popis zvolených cviků.....	72
10.6.1	Cviky na posílení a stabilizace těla.....	72
10.6.2	Cviky na rovnováhu a koordinaci.....	73
10.6.3	Cviky na protahování a relaxaci	74

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

AP	Anterior-Posterior (Předozaďní)
CMOS	Complementary Metal-Oxide-Semiconductor (Komplementární kov-oxid polovodič)
COM	Center of Mass (Těžiště)
COP	Center of Pressure (Těžiště tlaku)
DK	Dolní končetina
GRF	Ground Reaction Force (Síla reakce z povrchu)
ICR	Instantaneous Center of Rotation (Okamžitý střed rotace)
MG	Mobility Grade (Stupeň aktivity)
ML	Medial-Lateral (Mediálně-laterální)
RCT	Randomised Controlled Trial (Randomizovaná kontrolovaná studie)
ROM	Range of Motion (Rozsah pohybu)
SA	Stupeň aktivity
SD	Standard Deviation (Standardní odchylka)
TF	Transfemoral (Transfemorální)

1 ÚVOD

Pohybová cvičení a jejich dopad na zdravotní stav jedinců je téma, které si zaslouhuje stále větší pozornost, zejména v kontextu rehabilitace po těžkých operacích a zraněních. Transfemorální amputace, tedy amputace nad kolenem, patří mezi chirurgické zákroky, které mohou výrazně ovlivnit fyzickou mobilitu. Tento zásah do života jedince přináší řadu výzev, včetně psychologických a sociálních aspektů. Je však důležité zmínit, že s moderní rehabilitací a s kvalitními protézami mohou být následky této operace výrazně zmírněny. To se bohužel nedá říci o některých jiných závažných operacích, kde možnosti následné rehabilitace nejsou tak účinné nebo jsou dokonce nemožné.

V České republice žije mnoho lidí, kteří se po amputaci dolní končetiny musí adaptovat na nové životní podmínky a najít způsoby, jak se co nejlépe vrátit do aktivního života. Moderní protetické technologie umožňují těmto jedincům dosáhnout vysoké úrovně funkčnosti, avšak správné rozložení váhy na dolních končetinách zůstává klíčovým faktorem pro dosažení optimální mobility a prevence sekundárních komplikací, jako jsou bolesti zad nebo problémy s druhou, neamputovanou končetinou.

Cílem této diplomové práce je prozkoumat vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u uživatelů protéz po jednostranné transfemorální amputaci. Pohybová intervence může zahrnovat různé formy fyzioterapie, cvičení a další aktivity zaměřené na posílení svalů, zlepšení rovnováhy a koordinace. Správně navržená a implementovaná intervence může mít významný pozitivní vliv na kvalitu života těchto jedinců.

Výzkum v této oblasti není pouze teoretickým přínosem, ale má i praktické dopady na každodenní život pacientů. Literární přehled ukazuje, že i když existuje mnoho studií zaměřených na různé aspekty rehabilitace po amputaci, konkrétní vliv cílených pohybových cvičení na rozložení váhy je stále relativně neprobádaný. Dosavadní výzkumy se zaměřují například na biomechaniku chůze, přizpůsobení se protéze nebo na psychologické aspekty života po amputaci. Tato práce se snaží zaplnit mezeru ve výzkumu tím, že se zaměří na konkrétní aspekt rehabilitace – rozložení váhy dolních končetin.

Diplomová práce by také měla přinést nové poznatky do oblasti rehabilitace po transfemorální amputaci a přispět k lepšímu porozumění vlivu pohybové intervence

na rozložení váhy dolních končetin. To může vést ke zlepšení kvality života pacientů a efektivnější rehabilitační praxi.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Amputace dolní končetiny

Amputace končetiny spočívá v chirurgickém nebo úrazovém odstranění periferní části těla. Termín exartikulace je používán v případě snesení periferní části končetiny v linii kloubu. Obecně amputace či exartikulace se obvykle provádí jako poslední možnost k zachování zbývající části končetiny nebo života pacienta. Rozhodnutí o amputaci v oblasti dolní končetiny je náročné a zpravidla se přijímá v případě, že chirurg konstatuje, že není možné udržet dostatečný průtok krve do končetiny, nebo pokud existuje významné riziko ohrožení života, když nedojde k amputaci. Po rozhodnutí o amputaci je nutné stanovit, do jaké úrovně končetiny bude provedena. (Cristian 2006)

Na dolní končetině jsou následující úrovně amputací:

- amputace chodidla
- transtibiální amputace (amputace bérce)
- exartikulace v kolenním kloubu
- transfemorální amputace (amputace nad kolenem)
- exartikulace v kyčelním kloubu
- hemipelvektomie (amputace v polovině pánve)
- hemikorporektomie (amputace v polovině trupu) (Kaphingst 2002)

Oblast, kde bude amputace provedena, závisí na tom, zda proximální zbývající část končetiny je dostatečně prokrvena s dostatečným kožním krytím, neboť pro úspěšné hojení pahýlu jsou tyto podmínky klíčové. Pokud je důvodem amputace nádorové onemocnění končetiny, je nezbytné zabezpečit úplné odstranění nádoru, což určuje rozsah amputace. (Cristian 2006)

2.1.1 Příčiny amputací

Mezi možné příčiny amputace patří:

- Poškození tkáně úrazem (traumatické)
- Poruchy prokrvení (Ischémie dolních končetin – ICHDK, Diabetes mellitus)
- Osteomyelitida (zánět kosti)
- Zhoubné nádory (osteosarkom)
- Těžká infekce končetin
- Vrozené a získané vady končetin (malformace)(Kaphingst 2002)

Nejčastějším důvodem amputace jsou komplikace spojené s nedostatečným prokrvením a infekcemi v oblasti nohou, zejména u osob trpících cukrovkou. Snížená citlivost nohou může vést ke zhoršení schopnosti rozpoznat zranění, což ještě zhoršuje riziko infekce, zejména u křehkých cév, které jsou snadno poškozeny. Tato kombinace špatné citlivosti a krevního oběhu komplikuje léčbu infekcí, které mohou ohrozit život. Dalším častým důvodem pro amputace jsou úrazy v důsledku nehod nebo zranění, které způsobí závažná poranění kostí, svalů a cév, která nelze řešit a léčit chirurgickým zákrokem, a tím obnovit normální funkci tkáně. Následující příčinou amputací je rakovina kostí, která se typicky vyskytuje u dětí a dospívajících. Bolest v oblasti dolní končetiny může naznačovat nějakou neobvyklou kostní formaci, a v takových případech je často nutná amputace, aby se zabránilo šíření rakoviny do dalších částí těla. Některé děti se mohou narodit s malformací končetiny v důsledku poruch vývoje před narozením, což může (a nemusí) vést k amputaci. V případě, že nedojde k amputaci, může být dítě se specifickým tvarem končetiny/pahýlu vybavováno ortoprotézou. Tyto děti mohou mít běžnou inteligenci nebo další vývojové problémy.(Cristian 2006)

2.1.1 Transfemorální amputace

Amputace, která probíhá v oblasti stehna, přes stehenní kost (os femur), se nazývá transfemorální amputace. Dalším termínem, dnes už méně užívaným, je amputace nad kolenem.(Smith 2004)

Transfemorální amputace jsou v současné době prováděny výrazně méně často než v předchozích letech, nicméně stále zůstávají nezbytným léčebným postupem u pacientů, u nichž nelze očekávat úspěšné zahojení amputace na nižších úrovních (např. exartikulace kolenního kloubu, transtibiální amputace), které nabízejí lepší biomechanické principy. Většina jedinců po transfemorální amputaci musí během chůze po rovině vynaložit

minimálně o 65 % více energie než obvykle v závislosti na přidružených zdravotních obtížích, které mají negativní vliv na fyzickou zdatnost, která je nezbytná pro užívání protézy. Nicméně i jedinci bez druhotných zdravotních problémů mají potíže s dosažením normální chůze z hlediska rychlosti, kadence a efektivity.(Smith et al. 2004)

Cílem amputační techniky je vytvořit zúžený, válcovitý pahýl s minimálním množstvím vztažené nebo nadbytečné tkáně. Strategie jemné komprese měkkých tkání pomocí elastických punčoch, návleků a případně dostupných obinadel by měla být zahájena co nejdříve po operaci. Trénink mobility a polohování (k podpoře extenze a addukce kyčelního kloubu) by měl začít ideálně den po operaci a cvičení chůze na jedné noze s vhodnou pomůckou by mělo následovat, jakmile je jedinec schopen zvládnout zvýšenou aktivitu. Stehy by měly zůstat na místě po dobu minimálně 3 týdnů, případně se mohou odstraňovat postupně, aby bylo zajištěno pevné uzavření rány. Nasazení prvovybavení protézy závisí na stavu pahýlu: u některých pacientů může být prováděno již 3 nebo 4 týdny po operaci, zatímco u jiných až po několika měsících.(Chui et al. 2020)

2.1.1.1 Biomechanika

Při amputaci v transfemorální úrovni je důležité brát v úvahu stav cév, svalových úponů a biomechaniku zbývající části končetiny. U pacientů, kteří podstupují transfemorální amputaci, je funkce a ovládání protézy zlepšeno s narůstající délkou zbývajícího femuru. Udržení nebo obnovení úponů adduktoru brevis, adduktoru longus a především adduktoru magnus poskytuje dostatečnou sílu k stabilizaci zbývající končetiny v addukci během stání, což umožňuje abduktorům pracovat na udržení pánve v rovnovážné poloze při chůzi s protézou.(Chui et al. 2020)

Během operace chirurg spojí zbývající adduktory a ostatní svaly kolem stehenní kosti, což způsobí, že zbývající část stehenní kosti bude v abdukované a ohnuté poloze. Kvůli ztrátě původních úponů adduktorových svalů se zkracuje účinná délka těchto svalů. Zbývající menší svalová hmota by tak musela vyvinout větší sílu, aby udržela stehenní kost v normální poloze. Avšak svaly nejsou schopny vyvinout takovou sílu, což vede k abdukci stehenní kosti. Tato abdukovaná poloha způsobuje větší laterální vybočení a vyšší spotřebu energie při chůzi pacienta s amputací. Adduktor magnus, adduktor longus a adduktor brevis jsou adduktory dolní končetiny, z nichž má adduktor magnus nejlepší mechanickou výhodu. Transsekce adduktoru magnus během amputace způsobuje výraznou ztrátu svalového průřezu, což vede k celkovému oslabení síly stehna a abdukci zbývajícího femuru. Ztráta extenzorové části adduktoru magnus dále snižuje

extenzorovou sílu kyčelního kloubu a zvyšuje riziko vzniku flekční kontraktury.(Smith et al. 2004).

2.2 Protetické řešení po amputaci dolní končetiny

Porucha vývoje nebo chirurgické odstranění končetiny představuje pro postiženého nejen fyzickou ztrátu a estetický nedostatek, ale také omezení pohybu a funkčnosti. Jedním z řešení tohoto problému je využití technické náhrady, jako je protéza. Protéza dolní končetiny je ortopedická pomůcka, která umožňuje nositeli získat stabilitu a chůzi na obou nohách, a zároveň poskytuje funkčnost, spolehlivost a estetické zakrytí nedostatku. Bohužel, i když jsou protézy v dnešní době velmi pokročilé, nedokáží zcela nahradit motorické a senzorické funkce zdravé končetiny. (Brozmanová 1990)

2.2.1 Protetický systém

Protetický systém dolní končetiny se skládá z několika hlavních komponent, které společně tvoří funkční a pohodlnou náhradu ztracené části končetiny. Tyto komponenty mohou zahrnovat:

- Lůžko protézy

Lůžko protézy je proximální spojovací část, která přiléhá k pokožce pahýlu pacienta a přenáší řídicí síly a momenty z podpůrného protetického systému. Lůžko protézy může být vyrobeno z různých materiálů, jako jsou termoplastické nebo kompozitní materiály, a je navrženo tak, aby co nejlépe přiléhalo k pahýlu a minimalizovalo tlak a tření. (Berke et al. 2008)

- Připevňovací systém

Protéza je obvykle připevněna k tělu uživatele pomocí připevňovacího systému, který zajišťuje pevné a bezpečné uchycení protézy. Připevňovací systém může zahrnovat různé prvky, jako jsou linery, mechanické uchycení nebo vakuové systémy, které pomáhají udržet protézu na místě během pohybu. Bezpečné a spolehlivé zavěšení zlepšuje propriocepci a kontrolu a vytváří pocit, že protéza je více součástí nositele. (Smith et al. 2004)

- Adaptéry

Adaptéry (např. lůžkové, trubkové, adjustační) mohou být vyrobeny z různých materiálů, jako jsou plast, kov nebo kompozitní materiály, a mohou mít různé konstrukční prvky a designy v závislosti na individuálních potřebách pacienta. (Berke et al. 2008)

- Pohybové komponenty

Moderní protetické systémy mohou obsahovat různé pohybové komponenty, které simulují přirozené pohyby a funkci zdravé končetiny. Tyto komponenty mohou zahrnovat klouby, chodidla nebo tlumiče nárazů, které pomáhají zlepšit stabilitu, komfort a efektivitu chůze.(Berke et al. 2008)

Celkově je protetický systém dolní končetiny složitým systémem, který integruje různé komponenty a technologie s cílem poskytnout pacientovi co nejlepší funkčnost, pohodlí a kvalitu života po amputaci dolní končetiny. (FOPTO 2017)

2.2.2 Kontraindikace protézování

Je nezbytné, aby lékaři a specialisté v rehabilitaci důkladně vyhodnotili, zda neexistuje žádná kontraindikace před nasazením protézy, což pomáhá minimalizovat rizika a zajišťuje optimální funkčnost a komfort pro pacienta. Tento proces by měl být realizován s přísně individuálním přístupem, který bere v úvahu všechny možnosti, souvislosti, perspektivy a okolnosti. V případě, že není vhodné nasadit protézu, je vhodné zvážit alternativní způsoby mobilizace, například použití invalidního vozíku.

Dle Brozmanové (1990) kontraindikace protézování mohou být:

- Dočasné: reverzibilní onemocnění amputačního pahýlu (patologický edém, nezhojená operační rána, bolestivé neuromy, osteofyty apod.), kontraktury, výrazná obezita, přechodné změny tělesné kondice, stavy po úrazech a operacích zachované končetiny apod.
- Trvalé: klidová dušnost (dyspnoe), výrazná nestabilita v důsledku úplného vyřazení mechanismů regulujících vzpřímené držení trupu (slepota a poruchy centrálního nervového systému v důsledku hemiplegie), některé typy centrálních a periferních onemocnění nervového systému (ztráta orientace pacienta, špatná spolupráce), výrazná kachexie související s věkem a další (např. ztráta úchopu berlí v důsledku amputace, vrozené vady nebo ochrnutí horních končetin).
- Relativně trvalé: fixované kontraktury, částečné vyřazení orgánů pro regulaci vzpřímeného držení těla, onemocnění s krátkým předpokladem přežití, některá postižení zachované končetiny nebo celkové postižení organismu.(Brozmanová 1990)

2.2.3 Stupně aktivity

Mezinárodní klasifikační systém definuje pět úrovní stupňů aktivit u jedinců po amputaci dolních končetin, které jsou obecně uznávány většinou plátců zdravotnických prostředků. Tento systém klasifikace určuje, jaký typ jednotlivých protetických komponentů je nezbytný pro zdravotní stav pacienta na základě jeho současných i potenciálních funkčních schopností. Potenciální funkční schopnosti jsou odhadovány na základě realistických očekávání jak ze strany protetiky, fyzioterapeuta tak lékaře, kteří zohledňují různé faktory:

- anamnéza příjemce (včetně případného předchozího používání protézy)
- aktuální stav příjemce včetně stavu pahýlu a dalších zdravotních problémů
- přání příjemce se nezávisle a samostatně pohybovat. (Chui et al. 2020)

Klasifikační stupně aktivit jsou:

- Stupeň 0 - Uživatel nemá schopnost nebo potenciál bezpečně se pohybovat nebo se přemísťovat s pomocí protézy nebo bez ní a protéza nezvyšuje kvalitu jeho života nebo mobility.
- Stupeň 1 - Interiérový typ uživatele. Uživatel má schopnost nebo potenciál používat protézu pro přesuny nebo pohyb po rovném povrchu s nízkou kadencí kroků na krátké trasy. Typické pro omezené a neomezené interiérové přesuny.
- Stupeň 2 – Limitovaný exteriérový typ uživatele. Uživatel má schopnost nebo potenciál pohybovat se s možností překonávat nízké překážky v prostředí (např. obrubníky, schody nebo nerovný povrch). Typické pro osoby s omezenou schopností pohybu ve vnějším prostředí.
- Úroveň 3 – Nelimitovaný exteriérový typ uživatele. Uživatel má schopnost nebo potenciál pro pohyb s proměnlivou kadencí. Typické pro osoby, které mají schopnost překonávat většinu překážek ve vnějším prostředí a mohou vykonávat profesní, terapeutické nebo cvičební aktivity, které vyžadují využití protézy nad rámec prosté lokomoce.
- Stupeň 4 - Nelimitovaný exteriérový typ se speciálními požadavky. Uživatel má schopnost nebo potenciál pro protetickou rehabilitaci, která přesahuje základní dovednosti, vykazuje vysokou míru nárazu nebo energie. Typické pro protetické požadavky dítěte, aktivního dospělého nebo sportovce. (Berke et al. 2008)

2.2.4 Prvovybavení

Prvovybavení, první fáze rehabilitačního procesu, zahrnuje poskytnutí dočasné protézy pacientovi krátce po operaci amputace. Cílem prvovybavení je umožnit pacientovi co nejdříve začít opět chodit a obnovit jeho schopnost pohybu. Tyto dočasné protézy mohou být obecného charakteru nebo individuálně upravené podle potřeb konkrétního pacienta. Prvovybavení je často prováděno během prvních týdnů po amputaci, aby se minimalizovaly komplikace a pacient mohl, co nejdříve začít s rehabilitací a adaptačním procesem na nové prostředí. (Smith et al. 2004)

Jelikož nejefektivnějším způsobem formování pahýlu po amputaci je jeho tvarování během používání protézy při chůzi, je vhodné vybavit pacienta protézou, která je snadno a rychle přizpůsobitelná změnám, neboť v rané fázi po amputaci má pahýl stále proměnlivý tvar. (Brozmanová 1990)

Kontrolní a úpravné procedury jsou klíčové pro dlouhodobou úspěšnost vybavení protézou. Pravidelné kontrolní prohlídky jsou prováděny protetikem, aby se zhodnotilo, jak protéza vyhovuje a zda je stále odpovídající potřebám pacienta. Během těchto kontrolních prohlídek jsou zjišťovány případné potřeby úprav nebo změn protézy. Tyto úpravy mohou zahrnovat změny ve velikosti, tvaru nebo materiálu protézy, aby se zlepšila pohodlnost a funkčnost. (Smith et al. 2004)

Takzvané testovací lůžko, neboli diagnostické, je nejčastěji vyrobeno z transparentního termoplastu. Termoplastické materiály lze snadno formovat a upravovat, což umožňuje protetikům rychle a efektivně diagnostikovat změnu v lůžku a upravit protézu. (Smith et al. 2004)

Je důležité zdůraznit, že užívání protézy s sebou nese zvýšenou energetickou náročnost při chůzi, kdy dochází k většímu nesymetrickému zatížení pohybové soustavy. Vzhledem k výše zmíněnému faktu tedy není vhodné, aby pacienti zvláště s nízkou aktivitou předpokládali, že použití protézy odstraní všechny obtíže spojené s příčinou jejich amputace (například obliterující cévní onemocnění). Naopak je nutné, aby byli připraveni na to, že adaptace na používání protézy bude vyžadovat mnoho úsilí a trpělivosti. (Brozmanová 1990)

2.2.5 Finální protéza

Na rozdíl od prvovybavení, finální protéza je trvalejší a sofistikovanější náhrada ztracené části končetiny. Tato protéza je individuálně navržena a vyrobena s ohledem na anatomické a funkční potřeby konkrétního pacienta. Instalace finální protézy obvykle probíhá až poté, co se chirurgická rána zhojí a pacient dosáhne stabilního stavu, který umožňuje efektivní adaptaci na protézu. V případě výroby definitivního lůžka se používají kompozitní materiály, které nemění své fyzikální vlastnosti během dlouhodobého užívání. Cílem finální protézy je poskytnout pacientovi maximální funkčnost a komfort při chůzi a provádění dalších denních aktivit, a to dlouhodobě. (Smith et al. 2004)

Celkově lze konstatovat, že prvovybavení a finální protéza jsou dva důležité kroky v procesu rehabilitace pacienta po amputaci dolní končetiny. Zatímco prvovybavení umožňuje pacientovi začít s rehabilitací co nejdříve, finální protéza poskytuje trvalejší a individuálně přizpůsobenou náhradu, která maximalizuje jeho schopnost pohybu a kvalitu života. (FOPTO 2017)

2.2.6 Faktory ovlivňující ovladatelnost protézy a kvalitu chůze

Z faktorů ovlivňujících schopnost chůze po amputaci je porucha rovnováhy hlavním faktorem, který omezuje chůzi s protézou. (Van Velzen et al. 2006)

Dle Brozmanové (1990) přizpůsobení se protéze a úspěšnost rehabilitace však mohou ovlivnit různé faktory:

1. výše amputace, tj. počet fyziologických kloubů (kotník, koleno, kyčel), které je třeba nahradit mechanickým kloubem,
2. délka pahýlu (čím delší je amputační pahýl, tím snadněji lze s protézou manipulovat),
3. jednostranná nebo oboustranná amputace dolní končetiny,
4. stav zachované dolní končetiny (ohebnost, pohyblivost, bolestivost, stav po operaci a úrazu, poškození periferních nervů atd.),
5. stav nervů nezbytných pro používání berlí, upínání protézy a běžné činnosti denního života (současná amputace horní končetiny, vrozená vada, porucha hybnosti z různých příčin),

6. celkový fyzický stav pacienta v závislosti na věku a přidružených onemocněních (kardiovaskulární onemocnění, stupeň onemocnění, pro které byla amputace indikována, např. cukrovka, nádor apod.),
7. věk pacienta,
8. psychický stav pacienta a jeho schopnost spolupracovat s protetickým a rehabilitačním personálem (orientace, schopnost rozpoznat hrozící nebezpečí atd.),
9. úroveň regulačních mechanismů vzpřímeného držení těla (u jednostranně amputované končetiny chybí podněty z hmatových receptorů amputované končetiny, u oboustranně amputované končetiny tyto podněty zcela chybí: při současné slepotě a postižení centrálního polokruhovitého systému nejsme v současné době schopni regulaci udržení rovnováhy a vzpřímeného držení těla nahradit),
10. prostředí, ve kterém se pacient nachází (úroveň okolního terénu, množství schodů, možnost pomoci ze strany rodinných příslušníků atd.)(Brozmanová 1990)

2.2.7 Transfemorální protéza

Transfemorální protéza se skládá z protetického chodidla, kolene, lůžka, připojovacích systémů a adaptérů.

2.2.7.1 Protetické chodidlo

V ideálním případě by protetická chodidla měla imitovat normální funkci chybějící části těla, mezi které patří např. tlumení nárazů, přirozený odval chodidla při chůzi, stabilizaci na nerovném terénu a přizpůsobení se mírným sklonům a poklesům.(Berke et al. 2008)

Většina dostupných chodidel je vhodná pro použití sestavení protézy po transfemorální amputaci. Základní pevné chodidlo s nízkým návratem energie je vhodné pro uživatele, kteří budou chodit převážně doma a jen občas v exteriéru. Pro osoby s vyšší aktivitou je lepší volbou dynamické chodidlo se středním návratem energie, které umožňuje rychlé přechody z paty na plochu chodidla, které pomáhají udržet stabilitu protetického kolena během stojné fáze. Tato možnost je zejména vhodná pro jedince s krátkým amputačním pahýlem nebo s oslabenými extenzory kyčelního kloubu. Aktivní jedinci zase těžší z chodidel s vysokou dynamickou odezvou,

která umožňují ukládání a uvolňování energie a podporuje tak plynulý přechod do pozdní stojné fáze a dynamické zahájení švihové fáze.(Chui et al. 2020)

2.2.7.2 Adaptéry

Mezi chodidlem a kolenní jednotkou protézy se nachází trubkový adaptér. Endoskeletální adaptér je vyroben z kovové trubky a umožňuje rychlou výměnu nebo nahrazení modulárních součástí, což je užitečné pro nositele s rostoucími nebo se měnícími potřebami. Trubkový adaptér, známý také jako pylon, bývá u starších uživatelů obvykle pokryt pěnovým obalem a hladkým krytem, který kopíruje tvar zbývající končetiny a má barvu odpovídající barvě kůže uživatele protézy. Existují různé možnosti krytí pylonu, včetně ozdobných krytů z různých materiálů, které mohou být preferencí některých jedinců. Naopak minimálně používaný exoskeletální systém je odolnější a vyžaduje méně údržby, ale je těžší a méně flexibilní v úpravách.(Chui et al. 2020)

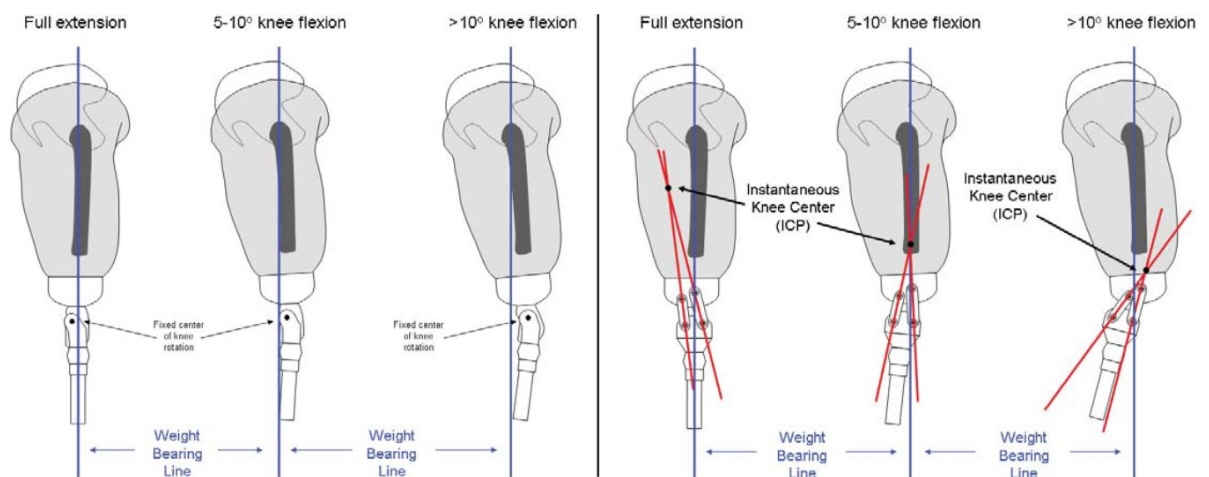
2.2.7.3 Protetické koleno

Kolenní systém je pravděpodobně nejsložitější částí ze všech protetických komponent. Musí poskytovat spolehlivou oporu při stání, umožňovat plynulý a kontrolovaný pohyb při chůzi a zároveň umožňovat neomezený pohyb při sezení, ohýbání a klečení. U transfemorální amputace je klíčová volba správného typu kolena, které odpovídá úrovni aktivity uživatele. Nejmodernější kolenní systém nemusí být nutně tou nejlepší volbou pro každého. Pro některé jedince po amputaci je bezpečnost a stabilita důležitější než maximální funkčnost. Naopak aktivní uživatelé obvykle preferují koleno, které jim poskytuje vyšší úroveň funkčnosti, i když vyžaduje větší kontrolu. Komerčně je k dispozici více než 100 různých typů kolenních mechanismů, které lze rozdělit do dvou hlavních kategorií: mechanické a počítačově řízené. Tyto mechanismy dále mohou být rozděleny na monocentrické (jednoosé) a polycentrické (víceosé). Všechny tyto kolenní jednotky, bez ohledu na jejich složitost, vyžadují další mechanismy pro zajištění stability (ručně ovládané nebo váhou aktivované blokovací systémy) a pro řízení pohybu (tření s konstantní nebo proměnnou silou a "fluidní" pneumatické nebo hydraulické řízení).(Dupes 2014)

Jednoosý kloub se ohýbá kolem pevného bodu rotace, zatímco polycentrický kloub flexuje kolem pohyblivého okamžitého středu rotace (Instantaneous Center of Rotation - ICR). V polycentrickém kloubu se distální část kolenní jednotky nejprve posouvá dozadu

a poté se pohybuje kolem proximální části kolenní jednotky. To je pro jedince po amputaci často výhodné, protože efektivně zkracuje protetickou končetinu během švihové fáze a umožňuje chodidlu snadněji přejít ze stojné fáze do švihové. Polycentrický kloub také poskytuje přirozenější vzhled při sezení uživatele protézy.

Stabilita kolene ve stoji závisí na poloze zátěžové linie (vertikální složka GRF) nebo síly reakce na zemi (Ground reaction force - GRF) vzhledem ke středu kolena. Pokud je zátěžová linie před středem kolena (jednoosé koleno) nebo před ICR (polycentrické koleno), koleno zůstane natažené a stabilní. Naopak, pokud je linie váhy za středem kolena nebo za ICR, koleno se bude podlamovat. Toto chování je ilustrováno na obrázku 1 pro oba typy kolenních kloubů. (Berke et al. 2008)



Obrázek 1 Stabilita v jednoosých a polycentrických kolenech (Berke et al. 2008, s. 27)

2.2.7.4 Protetické lůžko

Stejně jako u všech protéz, nejdůležitější částí protézy je lůžko, kam uživatel vkládá svůj amputační pahýl. Existují různé koncepty návrhu lůžka, jejichž cílem je kromě základních funkcí, jako je přenos horizontálních a axiálních sil a adheze protézy k pacientovi, také podporovat selektivní svalovou kontrolu a tím přispívat k zachování nebo ochraně zbývajících svalů, kůže a kostí. Proto zastaralý tvar lůžka, jako je lůžko s oporou kosti sedací, který také nabízí řadu biomechanických nevýhod, by měl být nabízen pouze ve výjimečných případech. Ve standardní výbavě u všech pacientů po transfemorální amputaci by mělo být zahrnuto lůžko se zachycením hrbolu kosti sedací nebo dolního ramena kosti sedací. U lůžka se zachycením hrbolu kosti sedací je sedací kost (os ischii) více či méně laterálně objímána. V případě lůžka se zachycením dolního ramena kosti sedací (inferior ramus ossis ischii) je sedací kost specificky objímána zapuštěním ramena s ohledem na jeho průběh. Výška obejmutí ramena by neměla

přesáhnout 2,5 až 3 cm, protože jinak může dojít k napětí sakrotuberálního vazů nebo k vyvolání bolesti. Sval adductor magnus a svaly semimembranosus, semitendinosus a biceps femoris (caput longum) vycházejí z tuberosity ischialis, dominantního kostního výběžku na ramus ossis ischii inferior. Svalové předpětí svalu adductor magnus v lůžku protézy zajišťuje, že se lůžko při kontrakci svalů medializuje a zabraňuje laterálnímu naklonění objímky. Tato funkce zároveň odlehčuje kostní strukturu v oblasti zachycení. Při kontrole uložení by zde měl být při napjatých svalech k dispozici asi 1 až 1,5 cm volného prostoru. Extenzorový kanál na dorzální straně lůžka musí poskytovat dostatečný volný prostor pro extenzorové svaly kyčelního kloubu a měl by ležet naproti kanálu přímého svalu stehenního, aby se zabránilo rotaci lůžka. V případě pánve dochází k náklonu dopředu (anteverze). Kromě hyperlordózy to znamená, že spodní větev stydké kosti se nezvedá dostatečně strmě směrem k symfýze. Silně vyhraněný tvar pánve (zejména u žen) může rovněž upřednostňovat stejnou situaci s dolním ramenem stydké kosti. Aby nedošlo ke kolizi kosti s okrajem jamky, musí být při konstrukci jamky jasně odhalen bod křížení (bod, v němž dolní pubická větev vystupuje z jamky). Přibližně ve stejné oblasti by měl být nahmatán adductor longus. Tento sval, který má za úkol addukci, podporu flexe kyčelního kloubu a funkci zevního rotátoru, má zvláštní význam pro kontrolu protézy. Z tohoto důvodu je také nutné vytvořit zde volný prostor v podobě adduktorového kanálu (mediální AP vektor). Tento kanál může také absorbovat přebytečnou tkáň, která vzniká posunem měkkých tkání. Svaly ohýbače kyčelního kloubu se nacházejí ve frontální oblasti lůžka. Přímý sval stehenní, jako silně vyvinutá povrchová část čtyřhlavého svalu stehenního, může být zřetelně palpován a musí mu být věnován dostatečný prostor (laterální AP vektor) vzhledem k jeho obvykle masivní expanzi při kontrakci. Chybějící kanál přímého svalu stehenního vyvolává rotační náraz na lůžko a je jednou z nejčastějších příčin abnormalit chůze způsobených konstrukcí lůžka. Tzv. laterální úpon se nachází na vnější straně lůžka. Jedná se o plochu nebo konkávní oblast v průběhu stehenní kosti směrem k distální části. Pacient prostřednictvím této řídicí plochy dosahuje následujícího efektu: lepší kontrolu nad protetickým lůžkem, pocit centrované zbytkové končetiny v lůžku, addukované postavení stehenní kosti a funkčnější, a tedy lepší stabilizaci pánve ve stejné fázi na straně protézy. Společně s protilehlým zachycením sedací kosti nebo ramusu tvoří proximální část lůžka (dosedací věnec) kostěné vedení lůžka (skeletální vektor ML); spojení mezi předním kanálem přímého svalu stehenního a přední hranou vnějšího laterálního věnce působí jako protipól k zachycení os ischii nebo ramusu os ischii a zabraňuje sklouznutí sedací kosti do lůžka

(diagonální vektor ML). Mezi vnějším laterálním úponem a dorzálním kanálem vzpřimovačů je plocha nebo konkávní rýha podél zadního okraje stehenní kosti. Tato oblast podporuje stabilizaci stehenní kosti a zabraňuje vniknutí vzduchu.(Bethmann 2020)

2.2.7.5 Systémy připojení protetického lůžka

Nesprávné připojení protetického lůžka k pahýlu má za následek neadekvátní chůzi, nižší bezpečnost a zvýšené kožní problémy. Bezpečné a spolehlivé upevnění zlepšuje vnímání polohy těla a kontrolu, čímž vytváří dojem, že protéza je úzce spojena s uživatelem. (Smith et al. 2004)

Mechanický vtahovací systém

Pomocí přídavného systému (popruh) uživatel přitahuje pahýl s linerem do lůžka. Tento systém výrazně omezuje rotaci a posun v lůžku. Vtahovací je velmi výhodný pro starší pacienty, neboť umožňuje nasazování protézy v sedě.(Otto Bock 2005)

Mechanický zámek

Při použití mechanického zámku je na distálním konci lineru trn (pin), který se zastrčí do zámku při nasazení protézy. Systém lze snadno odemknout pomocí jednoduchého mechanismu. U stehenních protéz se tento systém využívá pouze u pacientů s nízkou aktivitou. Při větší zátěži může dojít k nežádoucím pístovým a rotačním pohybům v lůžku.(Otto Bock 2005)

Podtlakový systém

Tyto systémy odstraňují nadbytečný vzduch mezi linerem/pokožkou pahýlu a lůžkem, což pomáhá udržet protézu na svém místě. Podtlak je buď vytvářen pomocí ventilu (pasivní) nebo čerpadla (aktivní). Pasivní podtlakový systém se obvykle skládá z měkkého lineru nebo pokožky pahýlu a jednosměrného ventilu. Jednosměrný ventil umístěný na distálním konci umožňuje odvádět vzduch z pahýlového lůžka ven pomocí váhy uživatele. Tento systém zajišťuje bezpečnost, stabilitu a snižuje pístový pohyb v lůžku. Aktivní podtlakový systém využívá pumpu ve spojení s jednosměrným ventilem. Téměř veškerý vzduch mezi linerem/pokožkou pahýlu a lůžkem je odstraněn a systém je aktivní při každém kroku, aby udržoval podtlakovou úroveň v definovaném rozsahu. To vede k větší přilnavosti lůžka ve srovnání s pasivním podtlakem. Tento systém snižuje smykové síly v lůžku a zlepšuje prokrvení pahýlu. Díky silnému podtlaku může pacient

lépe vnímat povrch a cítit se bezpečněji. Podtlakové systémy jsou obzvláště užitečné pro aktivnější uživatele.(Otto Bock 2005)

2.2.7.6 Alternativa k protetickému lůžku

Kostní integrace

Kostní integrace zahrnuje chirurgické připojení kovového čepu, který je implantován do stehenní kosti, a následně připojen k adaptéru, který je umístěn na protetické koleno, a tím se eliminuje potřeba protetického lůžka. Tento postup se provádí až po zhojení končetiny po původní amputaci. Díky této technice se zlepšuje délka doby používání protézy, pohyblivost a efektivita chůze. Mírné infekce v místě kožního průniku lze snadno ovládat. Osteomyelitida spojená s implantátem, která vyžaduje odstranění femorálního čepu, je poměrně vzácná. Pacienti s implantátem musí být obezřetní při chůzi, protože při pádu na pahýl působí větší síla než u uživatelů lůžkových systémů. Osoby s kostní integrací vyžadují méně návštěv protetického servisu.(Chui et al. 2020)

2.2.7.7 Nastavení protézy

Poté, co jsou vybrány jednotlivé části protézy, protetik přejde na konstrukci a nastavení protetické pomůcky. Jeho cílem je zajistit uživateli protézy co nejpřirozenější, stabilní a energeticky úspornou chůzi. Proces nastavení a optimalizace transfemorální protézy probíhá ve třech fázích: základní stavba, statická a dynamická zkouška.(Berke et al. 2008)

Základní stavba

Během základní stavby se protetické komponenty upravují bez přítomnosti pacienta. Výrobci protetických komponentů, jako jsou kolena a chodidla, obvykle poskytují doporučení ohledně jejich umístění vzhledem k sobě a k protetickému lůžku. Protetik tyto informace využije společně se svými zkušenostmi a znalostmi o pacientovi k provedení počátečního nastavení protézy.(Berke et al. 2008)

Sagitální vyrovnání

Hlavním cílem u transfemorální protézy je dosáhnout stability kolene během stojné fáze chůze. Nestabilní protéza by mohla způsobit pád. Navíc, pokud koleno není schopné se snadno ohnout, brání to v plynulém zahájení švihové fáze a zvyšuje riziko zakopnutí. Faktory ovlivňující stabilitu kolene jsou:

1. Vyrovnání lůžka, kolena a chodidla: Správné vyrovnání těchto částí protézy je zásadní pro stabilitu kolene.
2. Mechanická stabilita kolenní jednotky: Mechanická stabilita samotného kolene je klíčovým faktorem. Kolenní jednotka by měla být navržena tak, aby poskytovala stabilní a bezpečnou podporu během chůze.
3. Svalová kontrola činnosti kolene: Kontrola svalstva pánve a pahýlu hraje významnou roli v udržování stability kolene. (Chui et al. 2020)

Dobrá svalová kontrola pomáhá uživateli udržet rovnováhu a stabilitu kolenního kloubu během chůze. Tyto faktory jsou klíčové při navrhování a nastavení protézy, aby uživatel dosáhl, co nejlepší stability a funkčnosti. Jak už bylo lehce nastíněno v podkapitole „Protetické koleno“, optimální nastavení jednotlivých částí protézy vůči sobě umožňuje uživateli řídit pohyb protetického kolene. Pokud je osa kolene umístěna mírně vzadu vůči svislé linii od většího trochanteru k chodidlu, prochází zátěžová linie anteriorně, a výsledný extenzorový moment zajišťuje stabilitu celého systému: je tedy zapotřebí minimální síla extenzorů kyčelního kloubu. Stabilní zarovnání však zvyšuje sílu flexorů kyčelního kloubu potřebnou k zahájení flexe kolene v pozdní stojné fázi. Pokud je koleno umístěno u svislé linie nebo mírně před ní, zátěžová linie prochází za kolenem, což méně stabilizuje stojnou fázi a vyžaduje větší svalovou kontrakci. Toto zarovnání však zvyšuje schopnost flexe kolene při zahájení švihové fáze. Schopnost jednotlivce ovládat kolenní protézu závisí na síle extenzorů kyčle a na délce amputované končetiny. Mezi délkou amputované končetiny a potřebnou svalovou silou k ovládnutí kolenní protézy existuje nepřímá úměra. Ovládnutí protézy může být ohroženo kontrakturou flexe kyčelního kloubu a slabostí extenzorů kyčelního kloubu, které je potřeba respektovat při stavbě protézy. Vyrovnání lůžka v mírné flexi prodlužuje extenzory kyčelního kloubu, což zvyšuje jejich kontrakční schopnost. Flexe lůžka také snižuje tendenci uživatele vytvářet nadměrnou lordózu pánve. Ovládnutí kolene je rovněž ovlivněno mechanickými vlastnostmi protetickým kolenem a chodidla. (Chui et al. 2020)

Frontální vyrovnání

Čelní vyrovnání protetického lůžka zvyšuje efekt adduktorů a snižuje boční náklon trupu. Pokud není stehenní kost v laterální části lůžka řádně upevněna, může být během stojné fáze náchylná k výraznému bočnímu posunu v lůžku, což může vést k naklánění trupu k boční straně pro udržení rovnováhy. Bohužel i v případě frontálního vyrovnání může krátký pahýl a abdukční kontraktura narušit stabilitu pánve a ovlivnit ovládání protézy. (Chui et al. 2020)

Statická zkouška

Při statickém vyrovnání stojí pacient s nasazenou protézou, přičemž váha jeho těla je rovnoměrně rozložena (v ideálním případě) na obě končetiny. Sledují se referenční linie zarovnání, které mohou být vizualizovány pomocí laseru nebo olovnice. Mezi běžné typy referenčních linií pro vyrovnání patří linie trochanteru, kolena a kotníku a zátěžová linie. Důležité je najít správnou rovnováhu mezi bezpečností, stabilitou a ovladatelností protézy. (Berke et al. 2008)

Měřicí přístroje pro protetiky využívané během statické zkoušky

V ideálním případě při statickém nastavení protézy by mělo být využito měřících přístrojů, které umožňují zobrazení sil a momentů působících na uživatele protézy při stání. Jedním z nejrozšířenějších přístrojů je L.A.S.A.R Posture od firmy Ottobock. Před 27 lety byl představen L.A.S.A.R. Posture jako první přístroj umožňující objektivní statické nastavení protézy v dílenských podmínkách. Zařízení určuje střed tlaku (COP – Center of pressure) a promítá vertikální složku síly reakce na zem na stojící osobu pomocí vertikální laserové čáry. Lze měřit vzdálenosti této linie od referenčních bodů částí protézy nebo těla uživatele. Když osoba stojí oběma nohama na desce pro měření síly, měří se linie těžiště těla, a když stojí na jedné noze na desce pro měření síly a druhá noha je na desce pro vyrovnání výšky, zobrazí se zátěžová linie.

S rozvojem elektronických technologií, jako jsou mikropočítače, senzory a kamerové systémy s vysokým rozlišením, se princip zařízení L.A.S.A.R. Posture změnil na digitální. Nový 3D L.A.S.A.R. umožňuje měřit i horizontální složku síly reakce na zem, torzní momenty a zobrazit a analyzovat statické zatížení obou dolních končetin najednou. Nepříznivé situace lze okamžitě zjistit a optimalizovat nastavení protézy, aniž by se pacient musel přemístit. Po úpravě nastavení protézy na jedné končetině se efekt projeví i na druhé. Pro optimální statické nastavení ortopedického zařízení

jsou v softwaru tabletu k dispozici návody nebo referenční hodnoty pro různé části protézy.(Bellmann et al. 2017)

Díky těmto systémům může protetik upravit protézu podle konkrétních dat, aniž by se příliš spoléhal na zpětnou vazbu pacienta a jeho pocity. Nevýhodou je, že tyto systémy jsou drahé a vyžadují dostatek prostoru v dílenském prostředí.(Chagas et al. 2020)

Dynamická zkouška

Dynamické vyrovnávání je proces upravování protézy na základě pozorování chůze uživatele s nasazenou protézou. Identifikují a korigují se odchylky, které se během chůze objeví, i přes to, že základní a statická zkouška dopadla v pořádku. Poloha a orientace lůžka, kolene, chodidla a pylonu se upravují tak, aby se dosáhlo co nejvíce optimální chůze. Tento proces může vyžadovat několik návštěv a měl by zahrnovat testování na různých površích (např. tráva, kamení) a nerovných terénech (např. schody, rampy, malé překážky). Fyzioterapeut může během rehabilitačních cvičení hodnotit, jak uživatel protézu používá a ovládá, a poskytovat protetikovi zpětnou vazbu, která mu pomůže při doladování nastavení protézy. Je to optimální čas pro spolupráci fyzioterapeuta a protetika s cílem dosáhnout ideální funkce pomůcky pro uživatele protézy.(Berke et al. 2008)

I v případě dynamické zkoušky je možno využít pokročilých přístrojů, jako jsou silové desky a kamerové systémy. Obě metody vyžadují vysoké finanční náklady a prostor na umístění. Preferované metody, jako je pozorování a video analýza, jsou v tomto případě dostačující.(Chagas et al. 2020)

2.3 Symetrie zátěže dolních končetin

Véle (1997) uvádí, že absolutně symetrická zátěž při stání je spíše výjimkou než pravidlem. V normálním vzpřímeném postoji je vždy patrná asymetrie. Jedna končetina nese větší zátěž než druhá. Ačkoliv se role nohou střídají, zátěž na jedné noze převažuje většinu času. Při stabilním postoji by rozdíl v zátěži na jednotlivých nohách neměl přesáhnout 10 % celkové hmotnosti.

Dle Sobera a kol. (2011) je funkční převaha levé či pravé strany končetin běžným důsledkem vývoje držení těla. Perfektní symetrie u člověka neexistuje, a základní kontrola postury při běžném bipedálním postoji není nikdy symetrická. Anker et kol. (2008) předpokládají, že se zvyšováním asymetrie zatížení se zvyšuje posturální nestabilita, protože se snižuje účinnost posturálních mechanismů. Účinky asymetrie nošení váhy jsou způsobeny změnami biomechanických omezení vzpřímeného stoje, na základě kterých se dále rozlišuje mezi vlivem biomechanických omezení přirozené posturální asymetrie a jinými neurologickými či traumatickými deficity. Asymetrie opěrné funkce u dospělých může být spojena s možnými dysfunkcemi dolních končetin, bolestmi kloubů a svalů nebo nesprávnými pohybovými návyky, které vznikly v mládí. Dlouhodobé asymetrické zatěžování dolních končetin po několik hodin denně může vést k nerovnoměrnému zatěžování páteře a k bolestem v bederní oblasti. (Sobera a Stodółka 2017)

Udržování stability ve stoje je zajištěno aktivací posturálních svalů, což zahrnuje svaly nohou, lýtek, stehen a svaly páteře. Při stabilním postoji je korekce polohy prováděna nerozpoznatelnou aktivitou hlubokých svalů páteře a svalů jako je m. iliopsoas a m. soleus. Pokud dojde ke zhoršení stability, aktivují se svaly stehen a později také svaly trupu. S narůstající instabilitou se zvyšuje účast větších svalových skupin, protože je potřeba větší síla ke korekci polohy. (Véle 1997; Kolář et al. 1997)

2.3.1 Posturální aktivita dolních končetin

Dolní končetiny realizují posturální aktivitu a lokomoci. Rozeznáváme 3 hlavní oblasti pohybů (podle kloubů), které jsou integrovány:

- Kořenová oblast končetiny (kyčelní kloub)
- Střední oblast končetiny (kolenní kloub)
- Akrální oblast končetiny (noha)

2.3.1.1 Kyčelní kloub

M. iliopsoas, jehož hlavní funkcí je flektovat stehno v kyčelním kloubu, je důležitým svalem při chůzi a běhu. Během stoje zabraňuje zaklonění trupu. Tento sval je neustále zatěžován při stání, chůzi i v sedě, a to může vést k jeho zkrácení a zvětšení bederní lordózy. V rámci skupiny gluteálních svalů má při dynamické stabilitě největší význam m. gluteus medius. Bez jeho funkce není možné chodit po schodech nebo po šikmém terénu. Ve stoje brání pádu trupu dopředu. Jeho důležitost pro stabilizaci pánve při chůzi je významná. Aktivace tohoto svalu na oporné končetině brání poklesu pánve směrem dolů na straně švihové končetiny, a umožňuje tak zahájení švihové fáze. Při stání na jedné noze se projevuje slabost abduktorů snížením druhé strany pánve. Tento syndrom se nazývá Trendelenburg syndrom. Adduktory stehna poskytují statickou stabilitu při stání a ovlivňují dynamickou stabilitu během chůze. Jsou téměř neustále aktivní kvůli nízkému prahu excitability (schopnost reagovat na nervové impulsy a vyvolat kontrakci svalu) a mají tendenci ke zkrácení, stejně jako m. iliopsoas. Hamstringy jsou trvale angažovány flexory kolena, které musí vytvářet dynamickou rovnováhu mezi flexí a extenzí při stoji a chůzi. (Véle 1997; Larsen a Miescher 2021)

2.3.1.2 Koleno

Kolenní kloub musí splňovat dva protichůdné požadavky: poskytovat stabilitu a zároveň mobilitu, což z něj činí složitý a komplikovaný kloub. Síla svalu quadriceps femoris zajišťuje stabilitu kolena, což je nezbytné pro udržení vzpřímené polohy. Pokud se tento sval poraní, koleno může být nouzově stabilizováno v poloze funkčního kolenního zámku zajištěný pomocí svalů flexorů kolena. Kolenní zámek v mírné hyperextenzi je důležitým stabilizačním mechanismem, který je ovlivněn jak morfologií kloubních struktur, tak aktivitou hamstringů, které zvyšují stabilitu a pevnost tohoto zámku ve stoji. Při nezatíženém pohodlném stoji se stabilizační funkce svalu quadriceps femoris téměř neprojevuje, což umožňuje pohyb čěšky. Aktivita tohoto svalu stoupá pouze v situacích posturální nejistoty nebo kdy je potřeba rychle reagovat na změnu polohy. (Véle 1997; Larsen 2005)

2.3.1.3 Noha

Noha zajišťuje kontakt těla s povrchem, umožňuje stabilitu, tlumení nárazů, lehké a tiché našlapování. Je navržena tak, aby se přizpůsobila terénu, stejně jako opičí noha se přizpůsobuje uchopení větví. (Larsen 2005)

Krátké svaly (vnitřní svaly) nohy se zapojují při přizpůsobování terénu, který vnímají proprioceptivně. Tyto menší svaly nohy upravují tvar nohy při zahájení vzpřímeného postavení. Vnější svaly (svaly lýtky a bérce) slouží k udržení stabilní polohy při vzpřímeném postoji, který je provázen nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí nohy. Klíčovým svalem je m. soleus, který má trvale určitou posturální aktivitu. Tento sval má sklon ke zkrácení kvůli konstantní posturální zátěži, kterou musí vyrovnávat náklonem bérce. Dynamika lýtkových a bérceových svalů ve stoje se projevuje jako hra šlach, zejména při snížené stabilitě nebo absence vizuální kontroly. Pokud funkce svalů nohy nestačí, aktivita se rozšiřuje na svaly stehna a trupu, což může vést k rozšíření posturální základny pomocí úroků při nedostatečné stabilizaci. (Véle 1997)

2.3.2 Asymetrie zatížení u jedinců po transfemorální amputaci

Pro hladký a adaptivní pohyb využívá nervový systém uzavřenou senzomotorickou smyčku, ve které jsou eferentní motorické dráhy nepřetržitě propojeny s aferentními senzory informacemi. Vývoj běžných protéz dolních končetin, včetně těch řízených mikroprocesorem, se zaměřuje na ovladatelnost a použitelnost protézy, ale neřeší nedostatek senzory zpětné vazby způsobený amputací. Lidé po amputaci dolní končetiny postrádají přímý kontakt chodidel se zemí a zpětnou vazbu od mechanoreceptorů nejen v chodidlech, která jsou klíčová pro udržení rovnováhy. Kvůli přerušené senzomotorické smyčce často vykazují zhoršenou rovnováhu a chůzi, což vede ke strachu z pádů a vysoké četnosti pádů. (Chen et al. 2021)

Dle Kolářové a kol. (2021) asymetrii zatížení, stejně jako zhoršený somatosenzory vstup, je třeba kompenzovat změnami strategiemi kontroly rovnováhy. Jednou z nejzřetelnějších kompenzačních a adaptačních strategií posturální kontroly u osob po amputaci dolní končetiny je nižší využití protézy než u neamputované končetiny. Po amputaci se většina jedinců při stoje a chůzi automaticky spoléhá na svou nepoškozenou končetinu. Tato strategie je ještě výraznější v situacích se zvýšenými nároky na posturální kontrolu. Snížené využití protézy pro kontrolu držení těla je kompenzováno změnou biomechaniky neamputované končetiny, pánve a trupu. To může zvyšovat riziko vzniku symptomů bolesti a sekundárního nadměrného muskuloskeletálního poškození, které má u amputovaných dolních končetin poměrně vysoký výskyt a omezuje jejich funkční mobilitu.

2.3.2.1 Stabilita protetických komponentů

Většina lidí po amputaci, kteří denně používají protézu, ale trpí nestabilitou protetického lůžka, nepohodlím nebo bolestí pahýlu, volí strategii chůze, která více zatěžuje nepoškozenou končetinu. Tito lidé mají tendenci trávit více času na neamputované končetině a chodit s addukovanou nepoškozenou končetinou. V důsledku toho jsou klouby končetiny vystaveny zvýšenému zatížení, zatímco na amputovanou končetinu působí při chůzi s běžnou rychlostí menší síly. Správné nasazení protézy zvyšuje pravděpodobnost rovnoměrného rozložení sil mezi nepoškozenou a amputovanou končetinou během pohybu, čímž se snižuje riziko vzniku sekundárního muskuloskeletálního poškození. Lidé se ztrátou končetiny si často stěžují na bolesti zad, které souvisejí se špatným nasazením a nastavením protézy, posturálními změnami, rozdílnou délkou končetin, úrovní amputace a celkovou dekondíci těla. I když je správné nasazení protézy považováno za nejdůležitější parametr úspěšnosti protézy dolní končetiny, správné nastavení také ovlivňuje schopnost chůze a zatížení druhé, nepoškozené končetiny. Vyrovnaní protézy, tedy její relativní poloha a orientace komponentů, ovlivňuje pohodlí, funkci a estetické vlastnosti protézy. (Gailey 2008)

Vztah trochanter - koleno - kotník je nejběžnějším vztahem pro analýzu transfemorálního nastavení v sagitální rovině a nejlépe se chápe jako vztah lůžko - koleno - chodidlo. Čím více je kolenní kloub umístěn vzadu vzhledem k linii lůžko-chodidlo, tím je koleno stabilnější. U většiny transfemorálních protéz je pouzdro upevněno na nastavitelném vyrovnávacím zařízení, které umožňuje vícerozměrný volný pohyb pouzdra vzhledem ke komponentám kolenního kloubu a hlezenního kloubu. (Toto vyrovnávací zařízení může být později přeneseno z hotové protézy.) V této ideální situaci se nastavení AP pouzdra určuje za dynamických podmínek, kdy je pečlivě analyzována chůze uživatelů protéz po amputaci. Cílem je seřídít protézu tak, aby uživatel protézy používal co nejmenší míru nezbytné stability seřízení nebo mimovolní kontroly kolene, a tím optimalizoval dobrovolnou kontrolu kolene. Mezi těmito dvěma biomechanickými podmínkami musí být zachována kritická rovnováha, aby bylo dosaženo bezpečné a zároveň účinné chůze. (Smith et al. 2004)

2.3.2.2 Stabilita protetického lůžka

Dle Chena a kol. (2021) během užívání protézy dochází k vzájemnému působení mezi pahýlem a protetickým lůžkem. Pahýl poskytuje hmatové zpětné vazby, které vznikají při dotyku protetického chodidla se zemí a přenášejí se přes kolenní kloub do lůžka protézy. Zvýšení této základní hmatové zpětné vazby pro uživatele může uzavřít smyčku senzomotorické kontroly a následkem by mohlo vést ke zlepšení kontroly chůze a stability postury.

Pro dosažení účinné stabilizace pánve a trupu a přirozené báze chůze u transfemorální protézy je nutné zajistit dostatečnou laterální oporu stehenní kosti v lůžku protézy. Stehenní kost musí být udržována v poloze co nejbližší k přirozené addukci, což umožňuje svalům gluteus medius a ostatním abdukčním svalům být ve stavu natažení a pracovat co nejefektivněji. Tento cíl je dosažen díky správné konstrukci a zarovnání lůžka, s důrazem na mediální a laterální stěnu objímky.(Chui et al. 2020)

Stabilitu v lůžku lze také zajistit chirurgickými zákroky, jako jsou kombinované myoplastiky a myodézy, které fixují svaly přišitím ke kostem a jiným svalům. Tyto zákroky vytvářejí anatomickou stabilitu a některé konstrukce protézových objímek nejenže zajišťují stabilitu, ale také udržují správné kostní zarovnání. To umožňuje zbylým svalům být v napjaté poloze, což maximalizuje jejich kontrakční schopnost a napomáhá kontrole protézy při každodenních činnostech. Anatomicky správný chirurgický zákrok a dobře navržená protéza jsou pro jedince po amputaci přínosem. Nicméně bez efektivního naučení se používat svaly v lůžku protézy nemá uživatel z těchto pokroků žádný prospěch. Klíčová je stabilita v lůžku, která vyžaduje nejen sílu, ale také schopnost ovládat pohyb ve všech směrech a při různých rychlostech. Schopnost kontrolovat síly působící na protézu z různých směrů výrazně pomáhá při činnostech vyžadujících rychlost, sílu a obratnost.(Smith et al. 2004)

2.4 Pohybová cvičení pro uživatele protéz po amputaci dolní končetiny

Pohybová cvičení pro uživatele protéz po amputaci dolní končetiny jsou klíčovou součástí rehabilitačního procesu. Pomáhají nejen při zlepšování fyzických schopností, ale také při psychickém a sociálním přizpůsobení se nové situaci. Fyzioterapie a protetická péče mají zásadní význam, protože pomáhají jedincům po amputaci znovu získat sebevědomí a aktivní roli ve společnosti. (International Committee of the Red Cross 2008)

Cvičení po amputaci je nezbytné z několika hlavních důvodů. První a nejdůležitější je zlepšení fyzické kondice a mobility. Cvičení pomáhá udržovat a zlepšovat rozsah pohybu (ROM), sílu svalů a rovnováhu, což je klíčové pro efektivní používání protézy. (Wolff-Burke a Cole 2004). Další důležitý aspekt je psychologický; cvičení může pomoci zmírnit deprese a úzkosti, které často provázejí ztrátu končetiny, a podpořit pozitivní postoj k rehabilitaci. (Kolář et al. 1997)

Při správně vedené fyzioterapii se zlepšuje stabilita a snižuje energetická náročnost chůze, která je u uživatelů protéz výrazně vyšší než u zdravých jedinců. Pravidelné cvičení také zvyšuje povědomí o vlastním těle a schopnost kontrolovat protézu. To vede k lepším výsledkům v každodenních aktivitách a zvýšenému sebevědomí. Pravidelná a dobře strukturovaná rehabilitace může výrazně zlepšit kvalitu života lidí po amputaci dolní končetiny, umožnit jim samostatnost a integraci do společnosti. Cílem je, aby každý pacient dosáhl co nejvyšší úrovně funkčnosti a nezávislosti. K tomu je nutná pečlivě plánovaná a individuálně přizpůsobená rehabilitační péče. (Smith et al. 2004; Wolff-Burke a Cole 2004)

2.4.1 Druhy cvičení

Cvičení pro uživatele protetických pomůcek po amputaci dolní končetiny lze obecně rozdělit do několika kategorií:

1. **Posilování:** Posilování je důležité pro udržení síly a stability, které jsou klíčové pro efektivní používání protézy a prevenci úrazů. Posilování svalů trupu a zdravé končetiny je také zásadní pro zajištění symetrického zatížení těla, čímž se snižuje riziko vzniku sekundárních problémů, jako jsou bolesti zad a kloubů. (Wolff-Burke a Cole 2004)

2. **Rovnováha:** Jedná se o cviky, které zlepšují schopnost udržovat rovnováhu na protéze. Patří sem stání na jedné noze, chůze s překážkami, nebo pohyb po nestabilních površích. Rovnovážné cviky pomáhají zlepšovat stabilitu a kontrolu nad protézou, čímž se snižuje riziko pádu a zranění. Při jejich provádění je důležité soustředit se na rovnoměrné rozložení váhy mezi zdravou a protézeovou končetinou. Zpočátku to může být náročné, ale s pravidelným tréninkem se rovnováha může výrazně zlepšit.(Smith et al. 2004)
3. **Protahování:** Patří sem cviky zaměřené na udržení a zlepšení fyziologické protažitelnosti svalů a mobility kloubů. Pravidelné protahování pomáhá předcházet kontrakturám a zajišťuje plný rozsah pohybu. Flexibilita je klíčová pro správné používání protézy a zajištění pohodlí při každodenních aktivitách. Protahovací cviky mohou zahrnovat například natahování svalů na zadní straně stehna, lýtkových svalů, čtyřhlavého svalu stehenního, bedrokyčelního svalu a dalších svalových skupin, které jsou kritické pro pohyb a stabilitu.(Kolář et al. 1997)
4. **Dynamická rovnováha a obratnost:** Pokročilejší cviky, které zahrnují pohyby do stran, otáčení trupu nebo rychlé změny směru, jako je křížení nohou nebo chůze mezi překážkami. Tyto cviky zlepšují koordinaci a rychlou reakci, což je důležité pro bezpečný pohyb v různých prostředích. Dynamická cvičení mohou také zahrnovat různé cviky na obratnost, jako jsou rychlé změny směru při chůzi, přeskokování malých překážek nebo použití žebříku na procvičení obratnosti.(Smith et al. 2004)
5. **Kondiční cvičení:** Jedná se o aktivity, které zlepšují vytrvalost, jako je jízda na stacionárním kole, chůze nebo plavání. Tyto cviky jsou důležité pro zlepšení celkové kondice a kardiovaskulárního systému. Pravidelná kondiční cvičení mohou pomoci snižovat riziko srdečních onemocnění, zlepšovat náladu a celkově zvyšovat úroveň energie. Pro jedince po amputaci dolní končetiny jsou tyto přínosy velmi významné.(Wolff-Burke a Cole 2004)

2.4.2 Specifika rehabilitace podle typu amputace

Rehabilitační postupy se mohou lišit v závislosti na typu amputace. Například bérková amputace často umožňuje chůzi bez podpůrných pomůcek, zatímco stehenní amputace vyžaduje použití podpůrných berlí. V začátcích procesu rehabilitace

je u stehenní amputace opora téměř vždy nezbytná, a to jak u mladých, tak i u starších jedinců. Při vyšší zátěži by pacient s nižší aktivitou neměl chodit bez této pomůcky. Rehabilitace po stehenní amputaci zahrnuje náročnější cviky na rovnováhu a posilování, protože chůze s protézou je zde fyzicky náročnější. Pacienti musí často trénovat svaly trupu a zdravé končetiny, aby byli schopni efektivně používat protézu po transfemorální amputaci. Důležité je také zaměřit se na prevenci a léčbu možných komplikací, jako jsou bolesti zad a kloubů způsobené nesymetrickým zatížením těla. Rehabilitace po amputaci dolní končetiny zahrnuje také speciální postupy pro trénink chůze a adaptaci na protézu. Postupně se zvyšuje zátěž a obtížnost cviků, aby se zajistilo, že pacient bude schopen bezpečně a efektivně používat svou protézu v různých každodenních situacích. (Kolář et al. 1997)

2.4.3 Rizika při cvičení

Cvičení pro lidi po amputaci není bez rizik. Nesprávně prováděné cviky nebo nadměrné zatížení mohou vést k oděrkám, zánětům nebo dokonce ke kontrakturám, což jsou zkrácení svalů a šlach, které omezují pohyb v kloubech. Je proto důležité postupovat postupně a pravidelně sledovat stav pahýlu i celkovou fyzickou kondici pacienta. Při prvních krocích po amputaci může docházet k poklesu krevního tlaku a kolapsům, vyžadujícím pečlivé sledování pacienta (Kolář et al. 1997). Dalším rizikem je nadměrné zatížení zdravé končetiny, které může vést k asymetrii a dalším zdravotním problémům. (Wolff-Burke a Cole 2004) Proto je nezbytné, aby cvičení byla prováděna postupně a pod vedením kvalifikovaných odborníků, kteří mohou přizpůsobit intenzitu a typ cvičení individuálním potřebám pacienta, a tím minimalizovat rizika spojená s cvičením.

2.4.4 Prevence vzniku kontraktur

Dle Kálala (1997) kontraktury jsou zkrácení svalů a šlach, které mohou omezit pohyb kloubů a ztížit používání protézy. Vznikají často v důsledku nedostatečného pohybu a nesprávného polohování pahýlu. Abychom předešli kontrakturám, je důležité začít s rehabilitací co nejdříve po operaci. Preventivní opatření zahrnují pravidelné protahovací cviky, správné polohování pahýlu a použití fyzikální terapie. Doporučuje se také pravidelné polohování vleže na břicho se závažím na hýždě nebo vleže na zádech s přiměřeně těžkým břemenem na pahýlu. Tímto postupem se zabraňuje vzniku flekční kontraktury a zajišťuje se správný tvar a pohyblivost pahýlu. Prevence kontraktur a pravidelné protahování jsou klíčové jak pro udržení plného rozsahu pohybu, tak

pro efektivní používání protézy. Je důležité pravidelně monitorovat stav svalů a šlach v oblasti pahýlu a zdravé končetiny. Fyzikální terapie, jako je baromasáž a elektrostimulace, může být velmi účinná při prevenci a léčbě kontraktur. Dále je třeba dbát na správné polohování a bandážování pahýlu, což může významně přispět k prevenci vzniku kontraktur a zlepšení celkového zdravotního stavu pacienta.(Kolář et al. 1997)

3 CÍLE, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce je zjistit vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u uživatelů protéz po jednostranné transfemorální amputaci.

3.2 Úkoly práce

Splnění následujících úkolů povede k dosažení cílů práce.

1. Prostudování literatury týkající se rozložení váhy dolních končetin a amputace dolní končetiny
2. Rešeršní zpracování teoretických podkladů
3. Výběr vhodných metod pro měření, fitness programu, probandů a zázemí pro měření
4. Provedení prvního měření u probandů
5. Období provádění pohybové intervence u probandů
6. Provedení druhého měření u probandů
7. Analýza získaných dat
8. Porovnání dosažených výsledků měření
9. Zhodnotit účinnost fitness programu a jeho přínos pro účastníky experimentu

3.3 Výzkumná otázka

Jaký vliv má pohybová intervence na rozložení váhy dolních končetin u probandů po transfemorální amputaci?

3.4 Hypotézy

Nulová hypotéza (H0): Pohybová intervence nepovede ke zvýšení procentuálního zatížení na amputované dolní končetině minimálně o 2 % z celkové tělesné hmotnosti. (tj. rozdíl ≤ 2 %)

Alternativní hypotéza (H1): Pohybová intervence povede ke zvýšení procentuálního zatížení na amputované dolní končetině minimálně o 2 % z celkové tělesné hmotnosti. (tj. rozdíl > 2 %)

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Popis sledovaného souboru

Pro studii byli náhodně vybráni čtyři muži ($n = 4$) ve věkovém rozmezí 40 – 60 let (průměr= 54,5 let, SD= 5,92), kteří podstoupili transfemorální amputaci s 2/3 délkou pahýlu. Všichni muži jsou zařazeni do stupně aktivity 3 dle klasifikace mobility osob po amputaci dolních končetin. Tento stupeň aktivity představuje nelimitovaný exteriérový typ uživatele protézy, schopného vykonávat běžné denní aktivity s minimálním či žádným omezením. Všichni probandi jsou dlouholetými uživateli protéz (průměr=7,75 let, SD=4,86), kteří mají dostatečné zkušenosti s funkcemi protéz, riziky pádu a možnostmi zotavení během pádu. Během realizace projektu nebyly vlastnosti ani nastavení jejich protéz měněny.

Výběr probandů byl proveden za přítomnosti fyzioterapeuta se specializací na školu chůze s osobami po amputaci, který vyhodnotil jejich zdravotní stav. Účastníci experimentu museli splňovat následující kritéria: mužské pohlaví, získaná jednostranná stehenní amputace, české občanství, starší 45 let, zařazení do stupně aktivity 3, délka používání protézy minimálně 5 let.

Byli vybráni pouze muži, protože studie ukazují, že muži reagují na pohybové intervence rychleji a s větším nárůstem svalové hmoty než ženy. Tato skutečnost je důležitá pro posouzení účinnosti pohybové intervence. Navíc starší lidé mají větší úbytek svalové hmoty vlivem věku oproti mladším jedincům, což zvyšuje význam a potřebu efektivních pohybových metod právě u starší populace mužů. (Lemmer et al. 2001)

Z výzkumu byly vyloučeny osoby s chronickým onemocněním cév a akutním (zejména infekčním) onemocněním. Rovněž byly vyloučeni uživatelé protéz zařazení do stupně aktivity 1 a 2. Vzhledem k charakteristice pohybové intervence, která vyžaduje určitý stupeň fyzické aktivity a adaptace na protézu, bylo nutné zajistit, aby účastníci měli dostatečnou fyzickou zdatnost a zkušenosti s používáním protézy. Tento požadavek odpovídá stupni aktivity 3.

Před zahájením měření byli účastníci podrobně seznámeni s podmínkami a průběhem experimentu, stejně jako s následným zpracováním dat. Toto seznámení

potvrdili svým podpisem informovaného souhlasu (Příloha 2), který byl schválen Etickou komisí FTVS UK (Příloha 1).

Následující tabulka č. 1 obsahuje stručný přehled základních charakteristik zkoumané skupiny účastníků:

Proband	Pohlaví	Věk	Úroveň amputace	Doba od amputace (roky)	Délka používání typu protézy pro SA 3 (roky)	Stupeň aktivity
1	Muž	60	TF	6	6	3
2	Muž	59	TF	5	5	3
3	Muž	51	TF	5	5	3
4	Muž	48	TF	15	15	3
Průměr		54,5		7,75	7,75	3
SD		5,92		4,86	4,86	0

Tabulka 1 Přehled základní charakteristiky subjektů (vlastní)

4.2 Použité metody

Výzkumná metoda byla založena na kvantitativní analýze. Studie využívá kvaziexperimentální design, konkrétně jednoduchý pretest-posttest design. Jako statistická metoda byl využit studentský t-test. Po provedení Power analýzy, která ukázala, že vzorek studie není z důvodu malého počtu sledovaného souboru aplikovatelný na populaci jedinců po amputaci dolních končetin, byl vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u probandů před a po intervenci zhodnocen pomocí věcné významnosti. K technice sběru dat byl využit přístroj 3D L.A.S.A.R Posture. Probandi též podstoupili 4 týdenní pohybovou intervenci v podobě online fitness programu.

4.2.1 3D L.A.S.A.R Posture

K objektivnímu měření rozložení váhy mezi nepoškozenou končetinou a protézou byl využit přístroj 3D L.A.S.A.R Posture. Jedná se o měřicí systém, který se skládá z dvoudílné desky na měření síly vybavenou senzory, čtyř pětímegapixelových kamer CMOS, centrální počítačové jednotky a tabletu jako řídicího prvku (obrázek 2). Dvě měřicí desky 3D L.A.S.A.R. jsou vybaveny čtyřmi snímači zatížení a třemi snímači síly, každý na bázi tenzometrů. Příslušné parametry zatížení obou končetin se zaznamenávají současně. Před zahájením provozu měřicího systému se kamery a deska pro měření síly vzájemně vyrovnají do definované polohy. Při tomto polohování pomáhá rámeček

zobrazený na tabletu. Poté, co kamery zaznamenají LED diody, které se rozsvítí v rozích desky pro měření síly, integrovaný kalibrační algoritmus přizpůsobí vektory zobrazené graficky na tabletu naměřeným silám. To umožňuje zobrazit parametry s vysokou přesností. (Bellmann et al. 2017)

Měření pomocí přístroje 3D L.A.S.A.R Posture bylo aplikováno před a po absolvování pohybové intervence. Chybovost měření u tohoto přístroje je 0,5 %.



Obrázek 2 3D L.A.S.A.R Posture (Otto Bock 2017a, s. 8)

4.2.2 Pohybová intervence

Pro ovlivnění rozložení váhy byl zařazen online fitness program, který byl speciálně vytvořený pro osoby po amputaci dolní končetiny. Standardizovaný pohybový soubor cvičení obsahuje 16 cviků na sílu, vytrvalost, koordinaci a rovnováhu. Poté následuje 8 cviků pro protahování svalů na podporu regenerace a flexibility. (Otto Bock 2017b)

Pro maximální přínos probandi absolvovali 4 týdenní online fitness program pětkrát týdně po dobu 40 minut v domácím prostředí. Pohybová intervence pro probandy zahrnovala sérii 8 cviků ve střední obtížnosti (zvoleno 8 cviků z 16 dostupných) zaměřených na posílení a stabilizaci těla, zlepšení rovnováhy a koordinace. Po každé sérii cvičení bylo důležité zařadit protahování (zvoleny 4 cviky z 8 dostupných). Každý cvik byl 4x opakován. Online fitness program byl nastavený personálem kliniky tak, aby probandi měli totožné cviky za stejných podmínek. Přehled a popis zvolených cviků je k dispozici v příloze č. 6.

Před zahájením proběhla úvodní individuální odborná konzultace k jednotlivým cvikům, tak aby bylo ověřeno, že cvičení rozumí a zvládnou ho sami. Jednou týdně byla

pohybová intervence zkontrolována na rehabilitační klinice. V případě potřeby byly k dispozici online konzultace pro zajištění maximalizace bezpečnosti a podpory během cvičení. Mezi využití pomůcky, které probandi měli k dispozici, patřily cvičící podložka, overball, míček, schůdek a židle.

4.3 Sběr dat

Vstupní a výstupní měření probandů proběhlo v období duben – květen 2024 v prostorách Rehabilitační kliniky Malvazinky v Praze, konkrétně v tělocvičně určené pro Školu chůze pro uživatele protetických pomůcek. Čas měření byl naplánován tak, abychom nenarušovali program kliniky. Mezi vstupním a výstupním měřením probíhala čtyřtýdenní pohybová intervence formou online fitness programu v domácím prostředí a jednou týdně na klinice v době, kdy tělocvična byla k dispozici.

Před zahájením jak vstupního, tak výstupního měření probandů byl měřicí přístroj sestaven a následně kalibrován. Jeden z probandů byl požádán, aby klidovým stojem zatížil přístroj pro ověření správného nastavení a funkčnosti. Všechna měření probíhala za obdobných podmínek, které zahrnovaly dostatečný přísun vzduchu, adekvátní osvětlení a tepelný komfort. Bylo zajištěno, že obě měření probíhala na stejném místě a ve stejnou denní dobu.

Probandi byli nejprve poučeni o průběhu měření a seznámeni s jednotlivými částmi procesu. Proběhla praktická demonstrace a nácvik správného postoje. Měření probíhalo ve spodním prádle s nasazenou protetickou pomůckou a v botách, které jsou nezbytnou součástí protézy. Nastavení protézy bylo přizpůsobeno těmto botám, které se během testování před a po pohybové intervenci neměnily.

Před každým měřením stál proband před silovými deskami a čekal na pokyn k zahájení zatížení desek. Poté vstoupil na desky a zaujal předepsanou pozici, kterou držel po stanovenou dobu. Probandi stáli na měřicích deskách na šíři ramen, přičemž špičky chodidel měli ve stejné linii. V úrovni očí měli před sebou k dispozici záchytný bod. Po 10 sekundách měření sestoupil z desek a následovala minimálně 20sekundová pauza. Tento postup byl zopakován třikrát. V průběhu jednotlivých měření byly pomocí tabletu zaznamenány minimálně 2 pokusy potřebných parametrů.

Parametry zatížení obou končetin byly evidovány současně a uváděny v kilogramech.

4.4 Analýza dat

Data naměřená pomocí 3D L.A.S.A.R. Posture byla přenesena do programu MS Excel, kde byla následně zpracována. Byla provedena kontrola na přítomnost anomálních hodnot, které by mohly zkreslit výsledky analýzy. Anomálie, které byly identifikovány jako chyby měření nebo neobvyklé výkyvy bez reálného základu, byly odstraněny. Pro každého probanda bylo vybráno 6 souborů parametrů před a po intervenci, která měla význam pro další analýzu dat.

Na základě randomizované kontrolované studie (RCT) Rau et al. (2007) , která zahrnovala kratší dobu pohybové intervence, ale s větší intenzitou, byla míra rozdílu stanovena jako změna poměru zatížení končetiny s protézou, která byla větší nebo menší než 2 %. Jedná se o Poměr statického zatížení končetiny (SWB-Static weight bearing) s protézou a byl vypočten dle Jones (1997) následovně:

$$SWB [\%] = \frac{\text{zatížení na amputované straně [kg]}}{\text{celkové zatížení [kg]}} \times 100$$

Výpočet procentuálního zatížení na amputované straně podle předchozího vzorce byl proveden pro všechna měření před a po intervenci u každého probanda. Následně byly spočteny průměrné hodnoty procentuálního zatížení na amputované straně před a po intervenci. Průměrné hodnoty byly vypočteny pomocí vzorce:

$$\text{Průměr} = \frac{\sum \text{hodnoty}}{\text{počet měření}}$$

Změna zatížení pro každého probanda byla vypočtena jako rozdíl mezi průměrnými hodnotami před a po intervenci:

$$\text{Změna (\%)} = \text{Průměr po intervenci (\%)} - \text{Průměr před intervencí (\%)}$$

V poslední fázi byly průměrné hodnoty a změny analyzovány pro všechny probandy dohromady, kdy se vypočetl celkový průměr před a po intervenci. Následně byla vypočtena celková změna.

$$\text{Celkový průměr před intervencí} = \frac{\text{Průměr proband 1,2,3,4 před intervencí}}{4}$$

$$\text{Celkový průměr po intervenci} = \frac{\text{Průměr proband 1,2,3,4 po intervenci}}{4}$$

$$\text{Celková změna} = \text{Celkový průměr po intervenci} - \text{Celkový průměr před intervencí}$$

Následně byla vypočtena směrodatná odchylka rozdílů (s_d)

$$s_d = \sqrt{\frac{\sum(d_i - \bar{d})^2}{n - 1}}$$

Kde d_i jsou jednotlivé rozdíly, \bar{d} je průměrný rozdíl a n počet probandů.

$$s_d = \sqrt{\frac{0,058}{3}} = \sqrt{0,0193} = 0,14$$

Výpočet t-statistiky provedeme pomocí následujícího vzorce:

$$t = \frac{\bar{d} - \Delta}{\frac{s_d}{\sqrt{n}}}$$

Kde Δ je očekávaný rozdíl (2 %), \bar{d} je průměrný rozdíl, s_d je směrodatná odchylka rozdílů, a n je počet probandů.

$$t = \frac{2,68 - 2}{\frac{0,14}{\sqrt{4}}} = \frac{0,68}{0,07} = 9,71$$

Pro výpočet p-hodnoty z t-statistiky použijeme t-rozdělení s $n-1$ stupni volnosti, tj. 3 stupně volnosti. Při jednostranném testu, kdy máme $t = 9,71$ s 3 stupni volnosti, bude p-hodnota velmi malá. Podíváme-li se do t-tabulky nebo použijeme statistický software, zjistíme, že p-hodnota bude blízká nule, což je pod úrovní statistické významnosti (obvykle 0,05).

Protože vypočtená p-hodnota je pod úrovní statistické významnosti, můžeme nepotvrdit nulovou hypotézu (H_0) a potvrdit alternativní hypotézu (H_1). Pohybová intervence tedy pravděpodobně vede ke zvýšení procentuálního zatížení na amputované dolní končetině minimálně o 2 % z celkové tělesné hmotnosti. Pro ověření statisticky významného efektu byla využita Power analýza, která slouží k určení minimálního počtu probandů, které je třeba zařadit do studie, aby bylo možné detekovat statisticky významný efekt s určitou pravděpodobností (síla testu, obvykle 80 % nebo 0,8) při dané hladině

významnosti (obvykle 5 % nebo 0,05). Pro dosažení dostatečné statistické síly (80 %) při detekci středního efektu bylo zjištěno, že minimální potřebný počet probandů je 34.

Jelikož se jedná o pilotní studii s malým rozsahem sledovaného souboru ($n = 4$), byla použita věcná významnost, aby byly identifikovány prakticky významné rozdíly u sledovaných probandů.

5 VÝSLEDKY

V této kapitole jsou výsledky měření jednotlivých probandů prezentovány odděleně, poté následuje souhrnná analýza zatížení amputované dolní končetině u všech probandů dohromady. Nejprve jsou uvedeny výsledky pro každého probanda zvlášť, aby bylo možné detailně analyzovat vliv pohybové intervence. Výsledky jsou uvedeny v průměrných hodnotách z šesti měření, které poskytují přehled o změnách v zatížení na amputované a neamputované dolní končetině, celkovém zatížení a rozdílu v celkovém zatížení dolních končetin.

5.1 Výsledky Proband 1

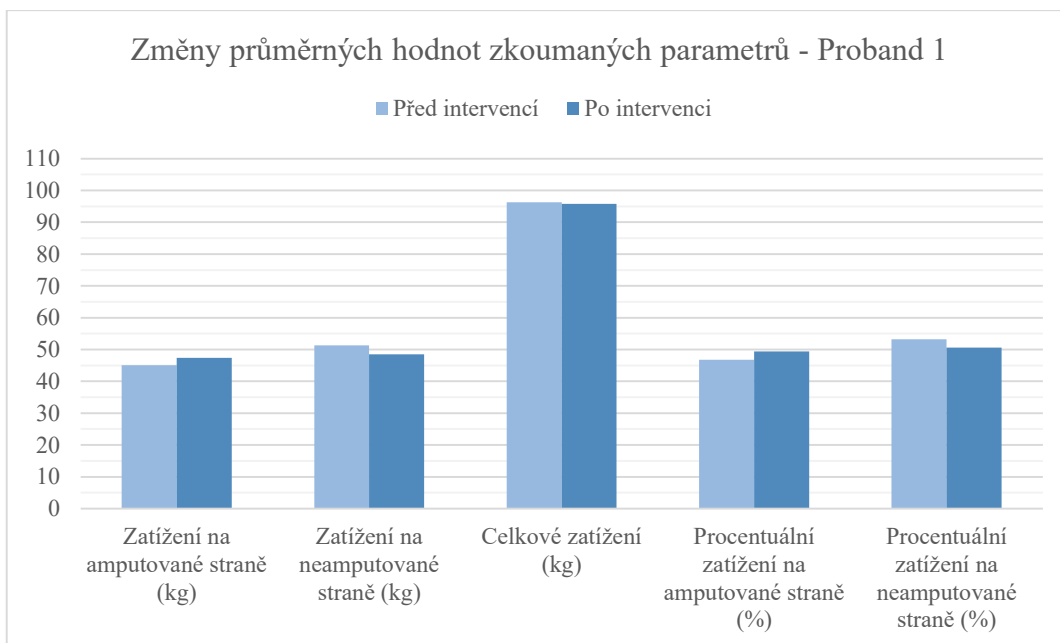
Před pohybovou intervencí byly naměřeny následující průměrné hodnoty: zatížení na amputované straně bylo 45,05 kg, zatížení na neamputované straně 51,28 kg, celkové zatížení 96,33 kg, **procentuální zatížení na amputované straně 46,76 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně 53,24 %.

Po intervenci se průměrné hodnoty změnilы následovně: zatížení na amputované straně vzrostlo na 47,37 kg, zatížení na neamputované straně kleslo na 48,47 kg, celkové zatížení se snížilo na 95,83 kg, **procentuální zatížení na amputované straně se zvýšilo na 49,43 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně kleslo na 50,57 %.

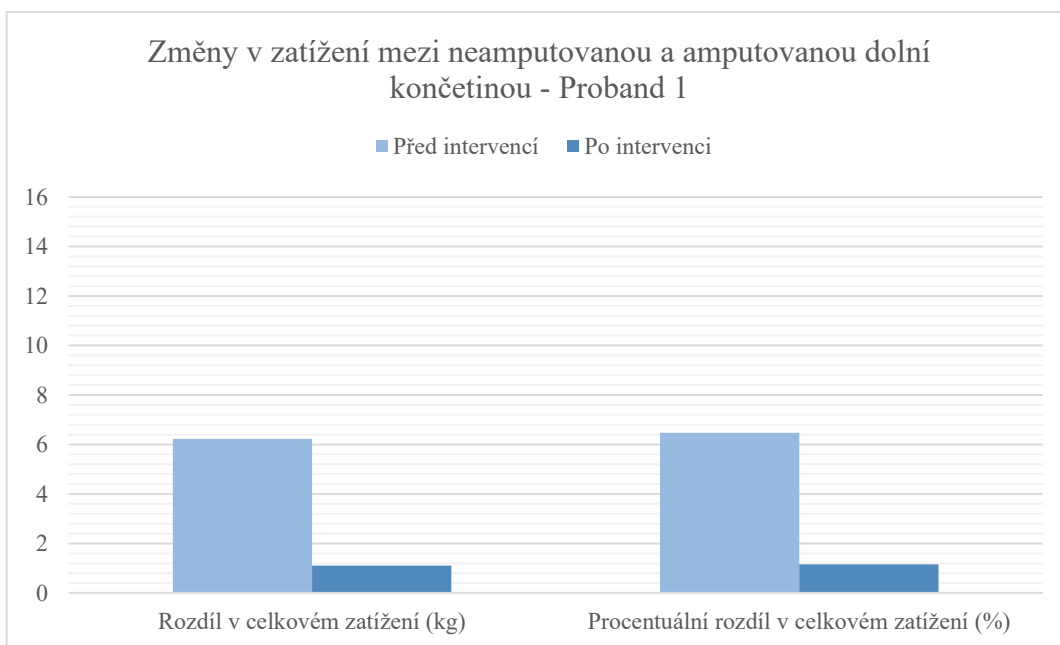
Změna nastala v rozdílu zatížení mezi neamputovanou a amputovanou končetinou, který před intervencí činil průměrně 6,23 kg (6,47 % z celkové hmotnosti), zatímco po intervenci se snížil na 1,10 kg (1,15 % z celkové hmotnosti). Tyto změny jsou podrobněji znázorněny v následující souhrnné tabulce č. 2 a grafu č. 1 a 2.

Parametr	Před intervencí	Po intervenci	Změna
Zatížení na amputované straně (kg)	45,05	47,37	+2,32
Zatížení na neamputované straně (kg)	51,28	48,47	-2,82
Celkové zatížení (kg)	96,33	95,83	-0,50
Procentuální zatížení na amputované straně (%)	46,76	49,43	+2,66
Procentuální zatížení na neamputované straně (%)	53,24	50,57	-2,66
Rozdíl v celkovém zatížení (kg)	6,23	1,10	-5,13
Procentuální rozdíl v celkovém zatížení (%)	6,47	1,15	-5,32

Tabulka 2 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změn u Probanda 1 (vlastní)



Graf 1 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 1 (vlastní)



Graf 2 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 1 (vlastní)

5.2 Výsledky Proband 2

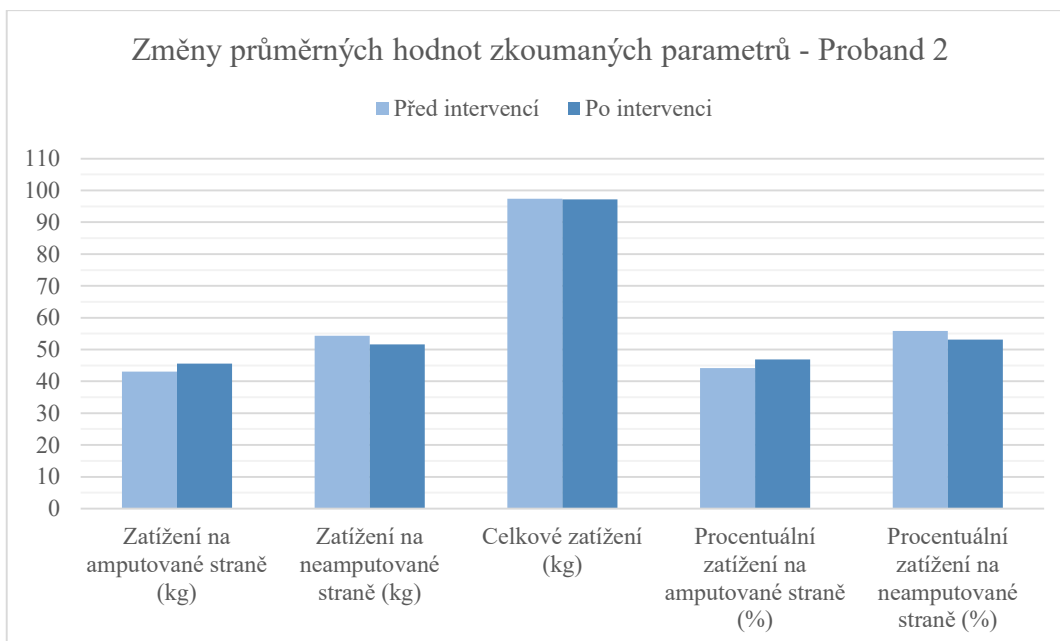
Před pohybovou intervencí byly naměřeny následující průměrné hodnoty: zatížení na amputované straně bylo 43,07 kg, zatížení na neamputované straně 54,37 kg, celkové zatížení 97,43 kg, **procentuální zatížení na amputované straně 44,20 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně 55,80 %.

Po intervenci se průměrné hodnoty změnilы následovně: zatížení na amputované straně vzrostlo na 45,57 kg, zatížení na neamputované straně kleslo na 51,62 kg, celkové zatížení se snížilo na 97,18 kg, **procentuální zatížení na amputované straně se zvýšilo na 46,89 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně kleslo na 53,11 %.

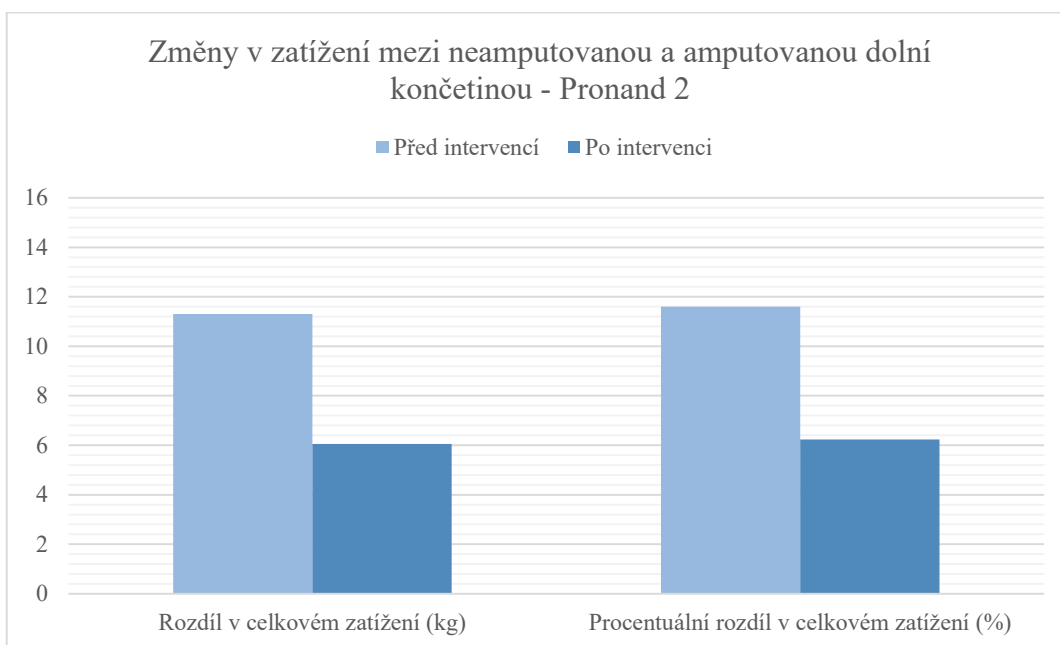
Změna nastala v rozdílu zatížení mezi neamputovanou a amputovanou končetinou, který před intervencí činil průměrně 11,30 kg (11,60 % z celkové hmotnosti), zatímco po intervenci se snížil na 6,05 kg (6,23 % z celkové hmotnosti). Tyto změny jsou podrobněji znázorněny v následující souhrnné tabulce č. 3 a grafu č. 3 a 4.

Parametr	Před intervencí	Po intervenci	Změna
Zatížení na amputované straně (kg)	43,07	45,57	+2,50
Zatížení na neamputované straně (kg)	54,37	51,62	-2,75
Celkové zatížení (kg)	97,43	97,18	-0,25
Procentuální zatížení na amputované straně (%)	44,20	46,89	+2,69
Procentuální zatížení na neamputované straně (%)	55,80	53,11	-2,69
Rozdíl v celkovém zatížení (kg)	11,30	6,05	-5,25
Procentuální rozdíl v celkovém zatížení (%)	11,60	6,23	-5,37

Tabulka 3 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změny u Probanda 2 (vlastní)



Graf 3 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 2 (vlastní)



Graf 4 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 2 (vlastní)

5.3 Výsledky Proband 3

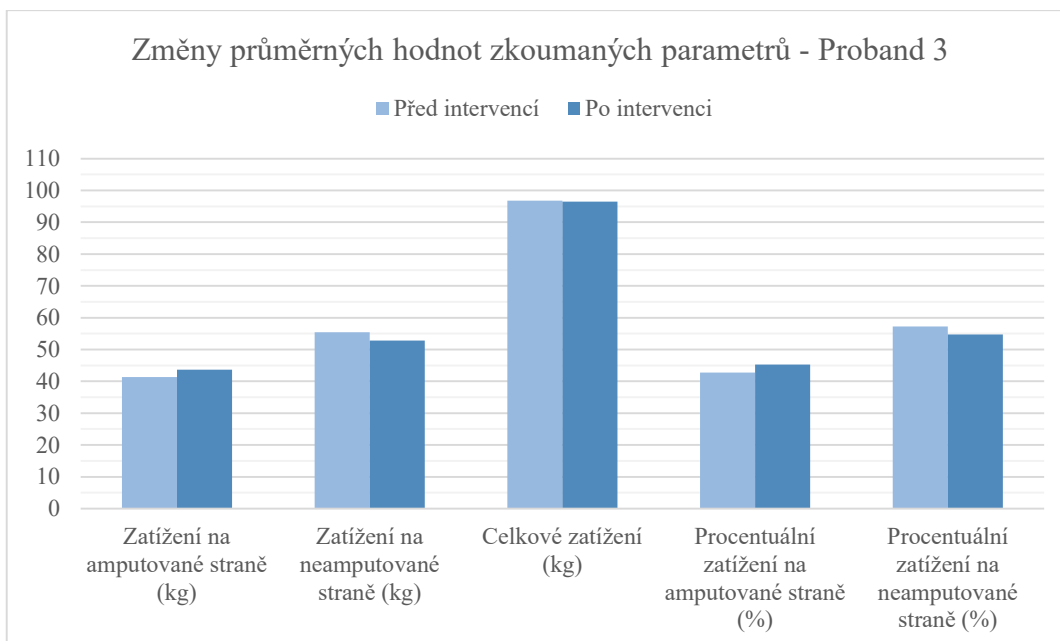
Před pohybovou intervencí byly naměřeny následující průměrné hodnoty: zatížení na amputované straně bylo 41,37 kg, zatížení na neamputované straně 55,42 kg, celkové zatížení 96,78 kg, **procentuální zatížení na amputované straně 42,74 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně 57,26 %.

Po intervenci se průměrné hodnoty změnilы následovně: zatížení na amputované straně vzrostlo na 43,68 kg, zatížení na neamputované straně kleslo na 52,85 kg, celkové zatížení se snížilo na 96,53 kg, **procentuální zatížení na amputované straně se zvýšilo na 45,25 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně kleslo na 54,75 %.

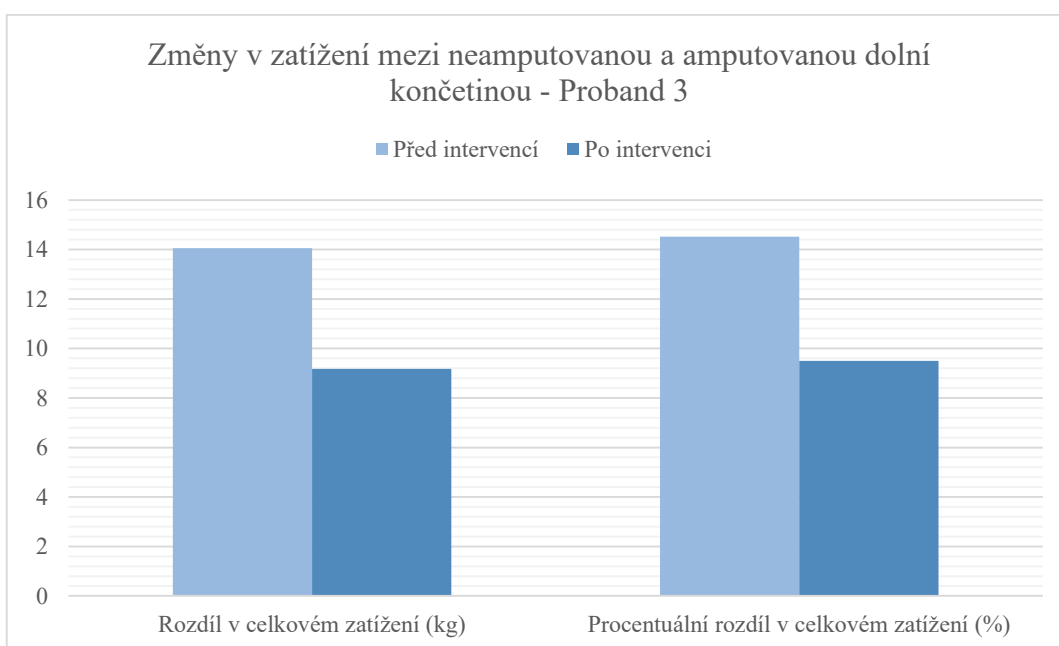
Změna nastala také v rozdílu zatížení mezi neamputovanou a amputovanou končetinou, který před intervencí činil průměrně 14,05 kg (14,52 % z celkové hmotnosti), zatímco po intervenci se snížil na 9,17 kg (9,50 % z celkové hmotnosti). Tyto změny jsou podrobněji znázorněny v následující souhrnné tabulce č. 4 a grafu č. 5 a 6.

Parametr	Před intervencí	Po intervenci	Změna
Zatížení na amputované straně (kg)	41,37	43,68	+2,32
Zatížení na neamputované straně (kg)	55,42	52,85	-2,57
Celkové zatížení (kg)	96,78	96,53	-0,25
Procentuální zatížení na amputované straně (%)	42,74	45,25	+2,51
Procentuální zatížení na neamputované straně (%)	57,26	54,75	-2,51
Rozdíl v celkovém zatížení (kg)	14,05	9,17	-4,88
Procentuální rozdíl v celkovém zatížení (%)	14,52	9,50	-5,02

Tabulka 4 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změny u Probanda 3 (vlastní)



Graf 5 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 3 (vlastní)



Graf 6 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 3 (vlastní)

5.4 Výsledky Proband 4

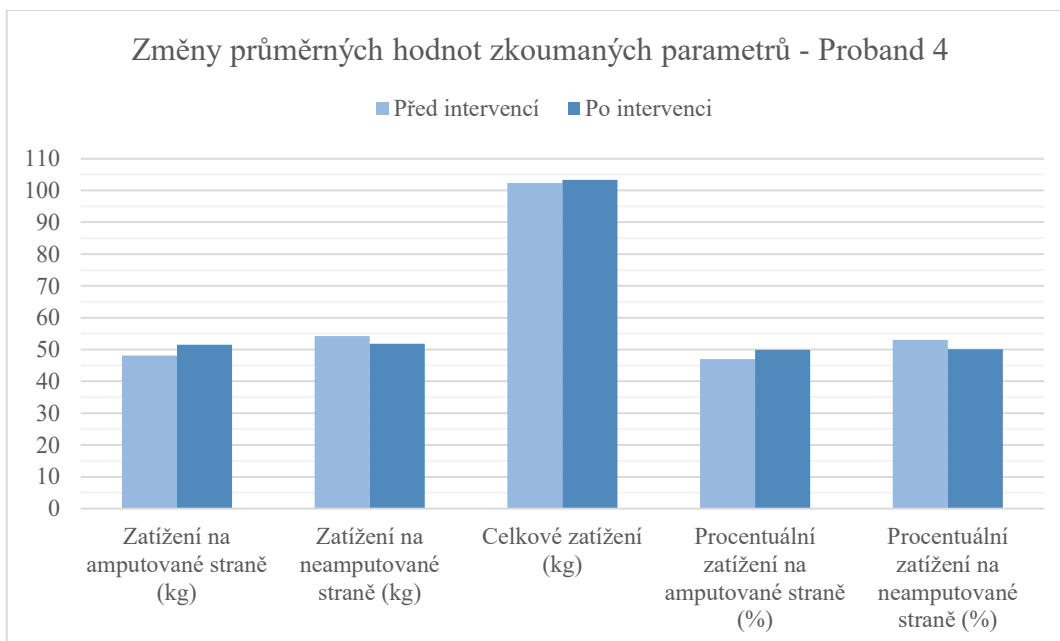
Před pohybovou intervencí byly naměřeny následující průměrné hodnoty: zatížení na amputované straně bylo 48,13 kg, zatížení na neamputované straně 54,23 kg, celkové zatížení 102,37 kg, **procentuální zatížení na amputované straně 47,02 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně 52,98 %.

Po intervenci se průměrné hodnoty změnilly následovně: zatížení na amputované straně vzrostlo na 51,55 kg, zatížení na neamputované straně kleslo na 51,82 kg, celkové zatížení se zvýšilo na 103,37 kg, **procentuální zatížení na amputované straně se zvýšilo na 49,87 %**, a procentuální zatížení na neamputované straně kleslo na 50,13 %.

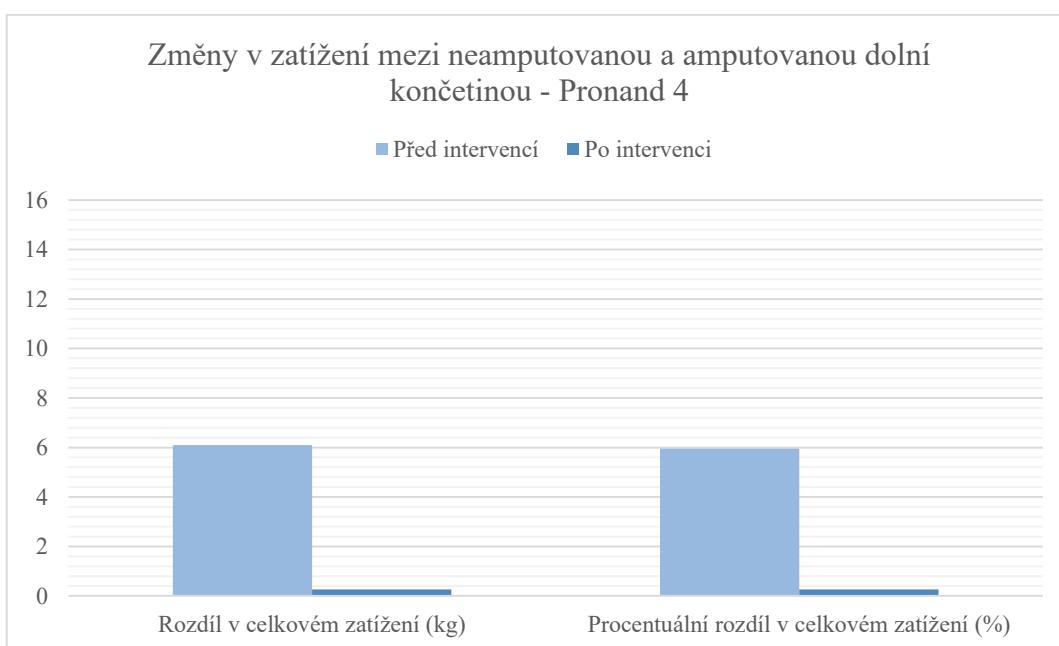
Změna nastala také v rozdílu zatížení mezi neamputovanou a amputovanou končetinou, který před intervencí činil průměrně 6,10 kg (5,96 % z celkové hmotnosti), zatímco po intervenci se snížil na 0,27 kg (0,26 % z celkové hmotnosti). Tyto změny jsou podrobněji znázorněny v následující souhrnné tabulce č. 5 a grafu č. 7 a 8.

Parametr	Před intervencí	Po intervenci	Změna
Zatížení na amputované straně (kg)	48,13	51,55	+3,42
Zatížení na neamputované straně (kg)	54,23	51,82	-2,42
Celkové zatížení (kg)	102,37	103,37	+1,00
Procentuální zatížení na amputované straně (%)	47,02	49,87	+2,85
Procentuální zatížení na neamputované straně (%)	52,98	50,13	-2,85
Rozdíl v celkovém zatížení (kg)	6,10	0,27	-5,83
Procentuální rozdíl v celkovém zatížení (%)	5,96	0,26	-5,70

Tabulka 5 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změny u Probanda 4 (vlastní)



Graf 7 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 4 (vlastní)



Graf 8 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 4 (vlastní)

5.5 Souhrnný výsledek zatížení amputované dolní končetiny

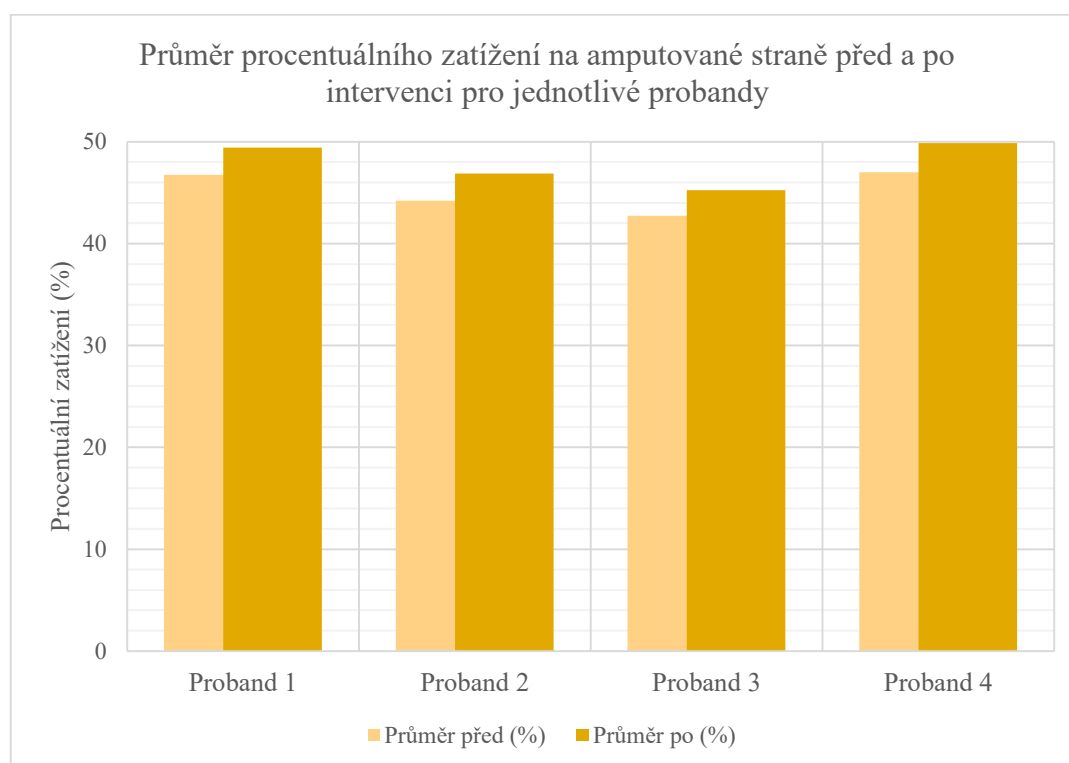
V souhrnném výsledku bude interpretována průměrná změna v zatížení amputované dolní končetiny u všech probandů dohromady, který je později projednáván v rámci diskuze k hypotéze. Průměrný nárůst pro všechny probandy dohromady je **2,68 %**.

V následující tabulce č. 6 jsou zaznamenány výsledky pro jednotlivé probandy. U každého z probandů **došlo k pozitivnímu rozdílu nad 2 %**.

Proband	Před intervencí (%)	Po intervencí (%)	Změna (%)
Proband 1	46,76	49,43	+2,66
Proband 2	44,20	46,89	+2,69
Proband 3	42,74	45,25	+2,51
Proband 4	47,02	49,87	+2,85

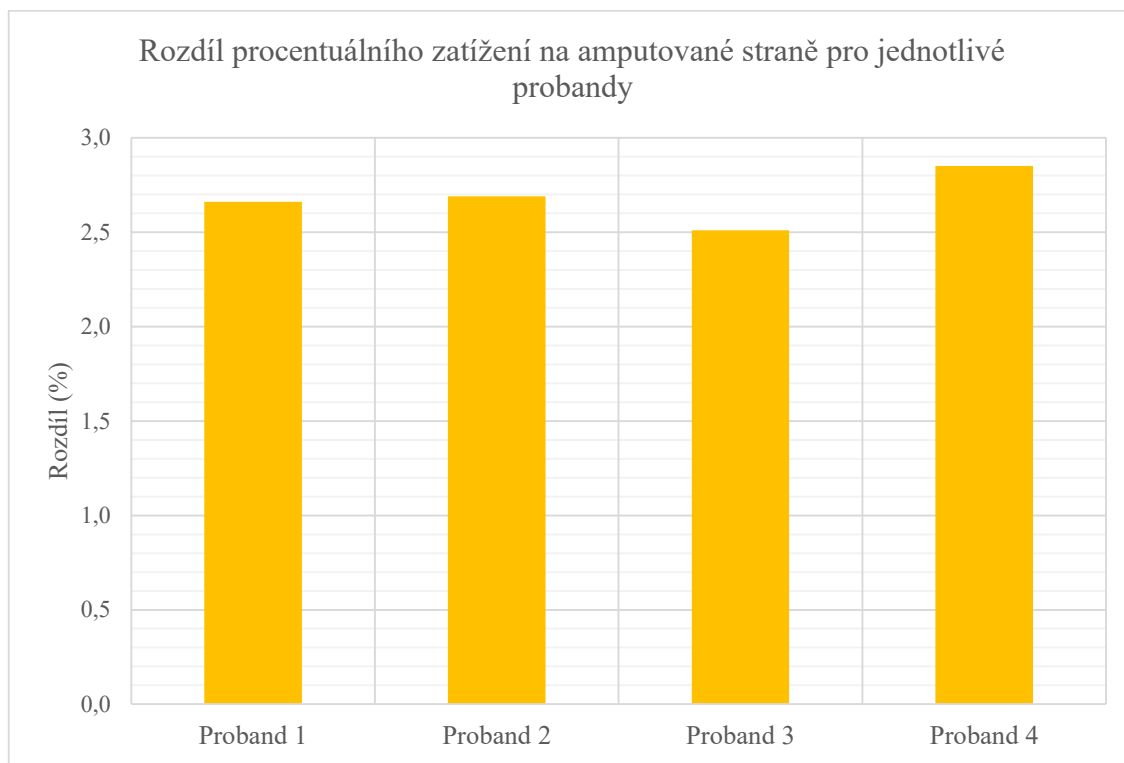
Tabulka 6 Změna procentuálního zatížení na amputované straně před a po intervencí u jednotlivých probandů (vlastní)

Graf č. 9 umožňuje vizuálně zhodnotit vliv pohybové intervence na zatížení amputované dolní končetiny pro jednotlivé probandy.



Graf 9 Průměr procentuálního zatížení na amputované straně před a po intervencí pro jednotlivé probandy (vlastní)

Graf č. 10 zobrazuje průměrný nárůst zatížení amputované končetiny po pohybové intervenci a zároveň ukazuje, jak různí probandi reagovali na intervenci. Můžeme vidět, zda u některých probandů byl účinek intervence výraznější než u jiných.



Graf 10 Rozdíl procentuálního zatížení na amputované straně po pohybové intervenci pro jednotlivé probandy (vlastní)

6 DISKUZE

Cílem diplomové práce bylo zjistit vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u uživatelů protéz po jednostranné transfemorální amputaci. Kvaziexperimentu se zúčastnili 4 probandi, kteří byli testováni před a po 4 týdenním online fitness programu pro uživatele protéz po amputaci dolních končetin. Na základě výsledků lze hovořit, že pohybová intervence měla pozitivní vliv na rozložení váhy dolních končetin u všech probandů, což potvrzuje měření u všech zkoumaných parametrů. Například průměrné zatížení amputované dolní končetiny, které v ideálním případě dosahuje 50 %, se u Probanda 1 změnilo ze 46,76 % na 49,43 %. Proband 2 začínal na 44,20 % a po pohybové intervenci činil průměr zatížení amputované dolní končetiny 46,89 %. Proband 3 se zlepšil z původních 42,74 % na 45,25 %. U Probanda 4 byl původní stav 47,02 % a stav po pohybové intervenci 49,87 %.

Z výsledků naměřených hodnot vyplývá, že probandi před pohybovou intervencí více zatěžovali intaktní (neamputovanou) dolní končetinu. Výsledky jsou v souladu se studií Gailey (2008) a literaturou Krajbich et al. (2016), kteří uvádějí, že amputace dolních končetin vedou k biomechanickým změnám, které jsou často důsledkem zvýšeného zatížení intaktní končetiny. Například ve studii Kolářová et al. (2021) jedinci po traumatické amputaci dolní končetiny vykazovali výraznou asymetrii (průměrný rozdíl 14,80 %) zatížení dolních končetin, přičemž též preferovali svou neamputovanou dolní končetinu.

Výzkumná otázka zkoumala, **jaký vliv má pohybová intervence na rozložení váhy dolních končetin u probandů po transfemorální amputaci.**

Výsledky výzkumu ukazují, že cílená pohybová intervence může asymetrii zatížení dolních končetin zmírnit a zlepšit angažovanost amputované končetiny. Podle dostupné literatury se za fyziologické symetrické rozložení váhy dolních končetin považuje rozdíl zatížení mezi levou a pravou dolní končetinou, který nepřesahuje 10 % z celkové hmotnosti jedince (Véle 1997; Munro a Herrington 2011). Tento rozsah symetrie je běžný a často se vyskytuje i u zdravých jedinců. Pochopení a měření symetrie/asymetrie váhy je důležité v klinické praxi, zejména při hodnocení pacientů po amputaci dolních končetin nebo s jinými ortopedickými a neurologickými deficity. Dle Patel a Balaganapathy (2023) asymetrie větší než 10 % může indikovat potřebu rehabilitační intervence.

Proband 1 měl 6,47 % rozdíl před intervencí a 1,15 % rozdíl po pohybové intervencí. Proband 2 začínal na 11,60 % a končil na 6,23 %. Proband 3 vykazoval 14,52 % rozdíl před pohybovou intervencí a následně došlo ke zlepšení na 9,59 %. A proband 4 zahajoval měření s 5,96 % rozdílu mezi amputovanou a intaktní dolní končetinou a po pohybové intervencí vykazoval 0,26 %. Probandi 2 a 3 se před zahájením online fitness programu pohybovali za 10% hranicí fyziologické symetrie zatížení dolních končetin. Z výsledků však vyplývá, že online program měl pozitivní vliv ve smyslu dosažení fyziologické míry symetrie zatížení dolních končetin. A protože symetrie zatížení je klíčová pro prevenci vzniku sekundárních komplikací, jako jsou osteoartróza, osteopenie/osteoporóza a bolesti zad, je pro probandy výhodné, že míra symetrie/asymetrie po pohybové intervencí nepřesahovala 10% hranici. (Gailey 2008)

V rámci studie byla stanovena následující hypotéza: **H1 Pohybová intervence povede ke zvýšení procentuálního zatížení na amputované dolní končetině minimálně o 2 % z celkové tělesné hmotnosti. (tj. rozdíl > 2 %)**

Naše výsledky ukázaly, že pohybová intervence vedla ke zvýšení procentuálního zatížení na amputované dolní končetině o 2,68 % z celkové tělesné hmotnosti, což potvrzuje hypotézu vycházející ze studie Rau et al. (2007), kde symetrie zatížení byla jedním z klíčových ukazatelů úspěchu fyzioterapeutického programu.

Proband 1 zaznamenal nárůst průměrného procentuálního zatížení o 2,66 %. Proband 2 vykázal nárůst o 2,69 %. Nejnižší nárůst zaznamenal Proband 3 (2,51 %). Proband 4 zaznamenal největší nárůst o 2,85 %. I když zahrneme chybovost měření (- 0,5 %) výsledky přesto ukazují, že pohybová intervence vedla ke zvýšení průměrného procentuálního zatížení na amputované dolní končetině o 2,18 %.

Výsledky studie ukazují, že zatížení na amputované dolních končetině může být sníženo pomocí cílené 4 týdenní pohybové intervence. Nemůžeme však říci, jak dlouhý účinek měla pohybová intervence. U některých probandů nebyly pozorovány velké změny. Tento fakt může být vysvětlen právě kratší dobou intervence, která neumožnila dostatečné motorické učení a adaptaci svalů na pohybovou intervencí. Studie Gailey (2008) zdůrazňuje význam dlouhodobé a pravidelné fyzické aktivity pro zlepšení posturální kontroly a rovnováhy. Ve studii Darter et al. (2013) se uvádí, že 8 týdnů domácího tréninku na běžeckém pásu vedlo k významným zlepšením ve výkonu chůze a zatížení amputované strany dolní končetiny. Autoři poznamenávají, že prodloužení

tréninkového programu na více než 8 týdnů by mohlo vést k dalším zlepšením. Studie Kim et al. (2022) zkoumali 12týdenní program domácího kondičního cvičení, který vedl ke zlepšení fyzické kondice a svalové síly u pacientů po amputaci dolních končetin. Optimální doba tréninku se jeví být kolem 8 až 12 týdnů, což je podloženo studii Kim et al. (2022) a Darter et al. (2013), které prokázaly významné zlepšení po této době tréninku. Tato doba umožňuje dostatečné opakování a adaptaci motorických dovedností, což je klíčové pro dosažení dlouhodobých výsledků.

Výsledky naznačují, že pohybová intervence neměla na probandy stejný účinek. Největší změna k lepšímu proběhla u Probanda 4, který má nejdelší dobu od transfemorální amputace (15 let), a nejlepší výchozí zkoumané parametry. Probandi 1, 2 a 3, kteří mají kratší dobu (5 a 6 let) od transfemorální amputace, měli horší výchozí parametry, které mohou souviset s menšími zkušenostmi s ovládním protézy. Tento jev je možno vysvětlit studií Kolářová et al. (2021), která zjistila, že delší doba používání protézy pozitivně koreluje s lepší symetrií zatížení dolních končetin. Studie Mayer et al. (2011) též poukázala na rozdíl v zatížení mezi uživateli protéz s krátkou dobou po amputaci a zkušenými uživateli protéz. Asymetrie zatížení byla významně větší u uživatelů, kteří nedávno podstoupili amputaci, než u uživatelů protéz s dlouhodobými zkušenostmi. U zkušenějších uživatelů byla distribuce zatížení dolních končetin rovnoměrnější.

Rozdílný výsledek mohl být způsoben i odlišnou schopností odpovídat na fyzickou zátěž u jednotlivých probandů. Studie Coletta (2000) ukazuje, že individuální variabilita může hrát velkou roli v odpovědi na fyzickou intervenci, což může být důležité pro plánování budoucích studií a programů rehabilitace. Individuální přístupy v rehabilitaci jsou klíčové pro dosažení optimálních výsledků. Naše studie ukazuje, že individuální variabilita hrála velkou roli v odpovědi na fyzickou intervenci. Hagger (2019) zdůrazňuje význam přizpůsobení rehabilitačních programů specifickým potřebám a schopnostem jednotlivých pacientů. Tento přístup může zahrnovat různé typy cvičení, různé intenzity a délky cvičení, stejně jako psychologickou podporu pro maximalizaci výsledků.

7 LIMITY STUDIE

Hlavním omezením této studie je velikost sledovaného vzorku. Výzkumu se zúčastnili pouze čtyři probandí, což omezilo možnost aplikovat výsledky na populaci jedinců po transfemorální amputaci. Power analýza totiž ukázala, že by bylo potřeba minimálně 34 jedinců po transfemorální amputaci. Malý vzorek je částečně způsoben specifickými kritérii pro výběr probandů, která byla nutná pro zajištění homogenity sledovaného souboru.

Studie se také zaměřovala na starší jedince, kteří obecně vykazují horší fyzickou kondici a stav svalů ve srovnání s mladší populací. Toto rozhodnutí bylo učiněno s ohledem na specifické potřeby rehabilitace u starších lidí, ale může to omezit možnost použít výsledky pro mladší jedince po amputaci.

Dalším kritériem bylo vyloučení jedinců, kteří podstoupili amputaci kvůli poruchám prokrvení. Jelikož se jednalo o domácí online cvičení, které by mohlo představovat riziko vzniku možných zdravotních komplikací, je přítomnost zdravotnického personálu u cvičících lidí s poruchami prokrvení zvláště důležitá. Proto jsem vybírala pouze jedince, kteří podstoupili amputaci z traumatických příčin, abych si byla jista, že mají stabilní orgánový systém a jsou v celkově dobré fyzické kondici. Tímto způsobem jsem zajistila, že probandí budou schopni bezpečně a efektivně provádět předepsané pohybové intervence.

Dalším významným omezením byla délka intervence. Standardní období šesti týdnů, které je často považováno za minimální dobu potřebnou pro motorické učení, nebylo možné aplikovat. Toto rozhodnutí bylo ovlivněno potřebami a možnostmi probandů, kteří měli pracovní, rodinné a časové závazky. Delší doba intervence by mohla ohrozit jejich motivaci a účast na studii. Z těchto důvodů byla doba intervence zkrácena, což mohlo ovlivnit dosažení plného potenciálu motorického učení a adaptace.

Výše uvedená omezení je nutné vzít v úvahu při interpretaci výsledků této studie. Přestože výsledky poskytují cenné poznatky o vlivu pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u mužů po jednostranné transfemorální amputaci, je důležité provést další výzkumy s větším a různorodějším vzorkem probandů a delší dobou intervence. Tímto způsobem lze získat spolehlivější závěry a zlepšit možnosti aplikace těchto zjištění v širší klinické praxi.

8 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zjistit vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u uživatelů protéz po jednostranné transfemorální amputaci. Výsledky studie ukazují, že pravidelná a cílená fyzická aktivita může zlepšit rovnováhu a symetrii zatížení dolních končetin u jedinců po transfemorální amputaci. Tento poznatek může být využit k optimalizaci rehabilitačních programů a k vývoji nových intervencí zaměřených na zlepšení kvality života těchto jedinců. Praktická aplikace těchto poznatků mohou vést k zavedení pravidelných cvičebních programů do standardní péče o pacienty po amputaci dolních končetin. Dále by se mohly použít moderní technologie, jako jsou přístroje pro přesné měření a sledování pokroků pacientů, například zařízení 3D L.A.S.A.R Posture, které jsme použili ve studii. Toto zařízení umožňuje sledovat změny v zatížení dolních končetin s vysokou přesností, což je důležité pro validitu výsledků.

Diskuze s probandy odhalila, že výzkum měl také vliv na subjektivní vnímání rozložení váhy dolních končetin. Tři ze čtyř probandů zaznamenali větší důvěru ve stoj i ve stojné fázi při chůzi na straně protézy, zatímco čtvrtý proband poukázal zejména na obecně lepší kondici a větší narovnění v oblasti trupu. To naznačuje, že pohybová intervence má nejen fyzické, ale i psychologické přínosy pro uživatele protéz.

Z ekonomického hlediska může zlepšení fyzické kondice a mobility vést k větší nezávislosti a produktivitě, což má pozitivní dopad na kvalitu života jednotlivců i na společnost jako celek. Navíc může snížit náklady na zdravotní péči díky prevenci sekundárních problémů, jako jsou bolesti zad a další muskuloskeletální problémy, které často vznikají v důsledku asymetrického zatížení končetin.

Mezi doporučení pro další výzkum patří přizpůsobení a aplikaci pohybové intervence pro uživatele protéz stupně aktivity 1 a 2 v rámci rehabilitačního pohybu po dobu minimálně šesti týdnů pod zdravotnickým dohledem. Tato intervence by měla zahrnovat jak silový, tak vytrvalostní trénink, který může vést k lepším výsledkům v dlouhodobé perspektivě.

Závěrem lze říci, že naše studie přispívá k pochopení důležitosti fyzické aktivity a specifických rehabilitačních programů pro jedince po amputaci dolní končetiny a ukazuje cestu pro budoucí výzkum a praktické aplikace. Přístup zaměřený na individuální potřeby a schopnosti pacientů se jeví jako klíčový pro dosažení optimálních výsledků.

9 SEZNAM LITERATURY

ANKER, Linda C., Vivian WEERDESTEYN, Ilse J. W. VAN NES, Bart NIENHUIS, Huub STRAATMAN a Alexander C. H. GEURTS, 2008. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. **27**(3), 471–477. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.06.002

BELLMANN, M, S BLUMENTRITT, M PUSCH, T SCHMALZ a M SCHÖNEMEIER, 2017. The 3D L.A.S.A.R. – A New Generation of Static Analysis for Optimising Prosthetic and Orthotic Alignment. **10**(17), 18–24.

BERKE, Gary M., Noelle C. BUELL, John R. FERGASON, Robert S. GAILEY, Brian J. HAFNER, Sharon M. HUBBARD, Douglas G. SMITH a Laura L. WILLINGHAM, 2008. *Transfemoral amputation: the basics and beyond*. B.m.: Prosthetics Research Study. ISBN 978-0-615-26870-5.

BETHMANN, R., 2020. Biomechanische Einflussfaktoren auf funktionales Schaftdesign. *Orthopädie Technik*. **71**(8), 24–29.

BROZMANOVÁ, Blažena, 1990. *Ortopedická protetika: Učeb. pre stred. zdrav. šk., odb. ortoped. protetik*. 1. vyd. Martin: Osveta. ISBN 978-80-217-0133-5.

COLETTA, E. M., 2000. Care of the Elderly Patient with Lower Extremity Amputation. *The Journal of the American Board of Family Medicine* [online]. **13**(1), 23–34. ISSN 1557-2625, 1558-7118. Dostupné z: doi:10.3122/jabfm.13.1.23

CRISTIAN, Adrian, 2006. *Lower limb amputation: a guide to living a quality life*. New York: Demos Medical Pub. ISBN 978-1-932603-24-8.

ČERNÁ, Tereza, 2018. *Technologie transfemorálních lůžek*. Plzeň. Západočeská univerzita v Plzni.

DARTER, Benjamin J., David H. NIELSEN, H. John YACK a Kathleen F. JANZ, 2013. Home-Based Treadmill Training to Improve Gait Performance in Persons With a Chronic Transfemoral Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **94**(12), 2440–2447. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2013.08.001

- DUPES, Bill, 2014. Prosthetic Knee Systems. *Amputee Coalition* [online]. [vid. 2024-04-22]. Dostupné z: <https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-knee-systems/>
- FOPTO, 2017. Standardy současných protetických pomůcek [online]. ISSN 1212-6705. Dostupné z: <https://www.fopto.cz/wp-content/uploads/2019/05/standardy-pomucek.jpg>
- GAILEY, Robert, 2008. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. **45**(1), 15–30. ISSN 07487711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2006.11.0147
- HAGGER, Martin S., 2019. Habit and physical activity: Theoretical advances, practical implications, and agenda for future research. *Psychology of Sport and Exercise* [online]. **42**, 118–129. ISSN 14690292. Dostupné z: doi:10.1016/j.psychsport.2018.12.007
- CHAGAS, M. P., F. R. CASTRO, M. a. A. SANCHES, J. H. AGOSTINHO, C. A. ALVES a A. A. CARVALHO, 2020. Instrumental platform for the static alignment of lower limb prostheses: Instrumentation Science & Technology. *Instrumentation Science & Technology* [online]. **48**(3), 231–241. ISSN 10739149. Dostupné z: doi:10.1080/10739149.2019.1691586
- CHEN, Lijun, Yanggang FENG, Baojun CHEN, Qining WANG a Kunlin WEI, 2021. Improving postural stability among people with lower-limb amputations by tactile sensory substitution. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **18**(1), 159. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-021-00952-x
- CHUI, Kevin K., Milagros JORGE, Sheng-Che YEN a Michelle M. LUSARDI, ed., 2020. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. Fourth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier. ISBN 978-0-323-60913-5.
- INTERNATIONAL COMMITTEE OF THE RED CROSS, 2008. Exercises for lower-limb amputees. In: [online]. Switzerland. Dostupné z: https://www.icrc.org/en/doc/assets/files/other/icrc_002_0936.pdf
- KAPHINGST, Wieland, 2002. *Protetika*. 2002. B.m.: FOPTO.

KIM, Jin Hong, Yu Ri KIM, Mi Hyang HAN, Ji Young LEE, Ji Sung KIM, Yong Cheol KANG, Seong Jun YOON, Yunhee CHANG, Gangpyo LEE a Nam Soon CHO, 2022. Development of a Digital Healthcare Management System for Lower-Extremity Amputees: A Pilot Study. *Healthcare* [online]. **11**(1), 106. ISSN 2227-9032. Dostupné z: doi:10.3390/healthcare11010106

KOLÁŘ, Pavel, Ivan DYLEVSKÝ, Jan KÁLAL, Petr KORBELÁŘ, Miroslav KUČERA, Clive NOBLE a Stanislav OTÁHAL, 1997. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada. ISBN 978-80-7169-258-4.

KOLÁŘOVÁ, Barbora, Miroslav JANURA, Zdeněk SVOBODA, Petr KOLÁŘ, Dagmar TEČOVÁ a Milan ELFMARK, 2021. Postural Control Strategies and Balance-Related Factors in Individuals with Traumatic Transtibial Amputations: Sensors (14248220). *Sensors (14248220)* [online]. **21**(21), 7284. ISSN 14248220. Dostupné z: doi:10.3390/s21217284

KRAJBICH, Joseph Ivan, Michael S. PINZUR, Benjamin K. POTTER a Phillip M. STEVENS, ed., 2016. *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 4th ed. Rosemont: American academy of orthopaedic surgeons. ISBN 978-1-62552-437-9.

LARSEN, Christian, 2005. *Zdravá chůze po celý život*. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-86606-38-5.

LARSEN, Christian a Bea MIESCHER, 2021. *Spiraldynamik - bez bolesti v pohybu: nejlepší cviky pro celé tělo*. 2. vydání. Přel. Jaroslava ČERNOHLÁVKOVÁ. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-88395-03-4.

LEMMER, Jeffrey T., Frederick M. IVEY, Alice S. RYAN, Greg F. MARTEL, Diane E. HURLBUT, Jeffrey E. METTER, James L. FOZARD, Jerome L. FLEG a Den F. HURLEY, 2001. Effect of strength training on resting metabolic rate and physical activity: age and gender comparisons. **33**(4), 532–541. ISSN 0195-9131.

MAYER, Ágnes, József TIHANYI, Károly BRETZ, Zsolt CSENDE, Éva BRETZ a Mónika HORVÁTH, 2011. Adaptation to altered balance conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: a randomized controlled study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **12**(1), 118. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-12-118

MUNRO, Allan G a Lee C HERRINGTON, 2011. Between-Session Reliability of Four Hop Tests and the Agility T-Test. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **25**(5), 1470–1477. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e3181d83335

OTTO BOCK, 2005. *Individual solutions for you*. 2005. B.m.: Otto Bock.

OTTO BOCK, 2017a. *3D L.A.S.A.R. Posture*. 2017.

OTTO BOCK, 2017b. Fitness aplikace. *mojeproteza.cz* [online]. Dostupné z: <https://mojeproteza.cz/podpora-a-pomoc/terapie-cviceni/fitness-aplikace/>

OTTO BOCK HEALTHCARE, 2017. Fitness for Amputees (verze 1.7) [mobilní aplikace]. Dostupné na: Google Play Store, Apple App Store. <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.ottobock.fitnessforamputees>

PATEL, Hemal M. a M BALAGANAPATHY, 2023. Reliability, Agreement, and Validity of FDM Zebris Pressure Platform to Measure Lower Limb Weight Distribution during Quiet Standing. *International Journal of Current Research and Review* [online]. **15**(22), 01–07. ISSN 22312196, 09755241. Dostupné z: doi:10.31782/IJCRR.2023.152201

RAU, B., F. BONVIN a R. DE BIE, 2007. Short-term effect of physiotherapy rehabilitation on functional performance of lower limb amputees. *Prosthetics and Orthotics International* [online]. **31**(3), 258–270. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1080/03093640600994615

SMITH, Douglas G, 2004. The Transfemoral Amputation Level, Part 1. *Amputee-coalition* [online]. Dostupné z: <https://www.amputee-coalition.org/wp-content/uploads/2015/05/transfemoral.pdf>

SMITH, Douglas G., John W. MICHAEL, John H. BOWKER a AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS, ed., 2004. *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons. ISBN 978-0-89203-313-3.

SOBERA, Małgorzata, Bożena SIEDLECKA a Małgorzata SYCZEWSKA, 2011. Posture control development in children aged 2–7 years old, based on the changes of repeatability of the stability indices. *Neuroscience Letters* [online]. **491**(1), 13–17. ISSN 0304-3940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2010.12.061

SOBERA, Małgorzata a Jacek STODÓŁKA, 2017. Symmetry of lower limb loading in healthy adults during normal and abnormal stance. *Acta of Bioengineering and Biomechanics; 03/2017; ISSN 1509-409X* [online]. [vid. 2024-05-30]. Dostupné z: doi:10.5277/ABB-00712-2016-02

VAN VELZEN, J M, C Am VAN BENNEKOM, W POLOMSKI, J R SLOOTMAN, L Hv VAN DER WOUDE a H HOUDIJK, 2006. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clinical Rehabilitation* [online]. **20**(11), 999–1016. ISSN 0269-2155, 1477-0873. Dostupné z: doi:10.1177/0269215506070700

VÉLE, František, 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada. ISBN 978-80-7169-256-0.

WOLFF-BURKE, Melissa a Elizabeth COLE, 2004. Advanced Exercises for People With Lower-Extremity Amputations. *Amputee Coalition* [online]. [vid. 2024-06-12]. Dostupné z: <https://www.amputee-coalition.org/resources/advanced-exercises-for-people/>

10 SEZNAM PŘÍLOH

- 10.1 Příloha č. 1 – Schválení Etické komise
- 10.2 Příloha č. 2 – Vzor informovaného souhlasu
- 10.3 Příloha č. 3 – Seznam obrázků
- 10.4 Příloha č. 4 – Seznam tabulek
- 10.5 Příloha č. 5 – Seznam grafů
- 10.6 Příloha č. 6 – Přehled a popis zvolených cviků

10.1 Schválení etické komise

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin u jedinců po transforální amputaci.

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: duben 2024 – červen 2024

Předkladatel: Bc. Tereza Plháčková

Hlavní řešitel: Bc. Tereza Plháčková

Místo výzkumu (pracoviště): Rehabilitační klinika Malvazinky, U Malvazinky 5, 150 00 Praha 5

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Mgr. Eva Prokešová, Ph.D., UK FTVS, Katedra: Zdravotní TV a tělovýchovné lékařství (51-500300)

Popis projektu: Cílem diplomové práce je zjistit vliv fitness programu na rozložení váhy dolních končetin u uživatelů protéz po jednostranné transforální amputaci. Práce bude představovat kvaziexperiment, konkrétně pretest-posttest design, který podstoupí dvě skupiny po dvou probandech. Obě skupiny během kvaziexperimentu podstoupí 4 týdenní pohybovou intervenci, předběžné a závěrečné měření. Online fitness program bude nastavený tak, aby probandí měli totožné cviky za stejných podmínek. Před zahájením proběhne úvodní individuální odborná konzultace k jednotlivým cvikům, tak aby bylo ověřeno, že cvičení rozumí a zvládnou ho sami. Jednou týdně bude pohybová intervence zkontrolována na rehabilitační klinice. V případě potřeby bude k dispozici online konzultace.

K hlavní metodě sběru dat poslouží přístroj 3D L.A.S.A.R Posture a Thomasův test. 3D L.A.S.A.R Posture digitálně vyhodnocuje především zátěžovou linii na obou stranách těla současně včetně ukazatele hmotnosti. Dále měří torzní momenty kolem svislé osy. Jedná se o neinvazivní metodu, při které účastník stojí mírně rozkročmo na měřicí stabilní desce. Z dalších metod bude využito vlastní dotazníkové šetření, které bude mít za cíl zjistit subjektivní vnímání stability u probandů.

Charakteristika účastníků výzkumu: Experiment bude sledovat cca 4 muže ve věkovém rozmezí 40 – 60 let, po jednostranné amputaci ve stehně. Muži jsou zařazeni do stupně aktivity 3 v rámci stupňů mobility u osob po amputaci dolních končetin. Jedná se o nelimitovaný exteriérový typ uživatele protézy, a uživatelé tak zvládají běžné denní aktivity s minimálním či žádným omezením. Probandí jsou dlouholetí uživatelé protéz (více jak 5 let), kteří jsou již obeznámeni s funkcemi protéz a možnými riziky pádu a jejich možnostmi zotavení během pádu. Při výběru probandů bude přítomný fyzioterapeut se specializací manipulace, fyzioterapie a školy chůze s osobami po amputaci, který vyhodnotí jejich zdravotní stav.

Výzkumu se nezúčastní osoby s akutním (zejména infekční) onemocněním a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Zajištění bezpečnosti: Použité metody jsou neinvazivního typu. Přesto během měření bude přítomný fyzioterapeut se specializací manipulace, fyzioterapie a školy chůze s osobami po amputaci.

Experiment obsahuje pohybovou intervenci ve formě online fitness programu. Program byl speciálně vyvinut a sestaven experty jedné z firem zabývajících péčí o osoby po amputaci. Online fitness program bude pro účely výzkumu anonymizován a bude nastaven nezávislými odborníky z RK Malvazinky individuálně pro každého pacienta.

Budou zajištěné adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost pohybové intervence bude zajištěna následujícími opatřeními, která případná rizika budou minimalizovat (např. natažení svalů, zadýchání, nesprávná technika, nedostatečná ochrana kloubů, pád). Před zahájením proběhne úvodní individuální odborná konzultace k jednotlivým cvikům, tak aby bylo ověřeno, že cvičení rozumí a zvládnou ho sami. Jednou týdně bude pohybová intervence zkontrolována na rehabilitační klinice. V případě potřeby bude k dispozici online konzultace.

Etické aspekty výzkumu: : Přínosem tohoto výzkumného projektu pro probandy by měl být benefit v podobě nově nastaveného pravidelného cvičebního plánu. Dále budou mít možnost být informováni o výsledcích projektu a případných změnách.

Potenciální střet zájmů: Probandí budou vybaveni protézami od protetiků z různých ortoticko-protetických pracovišť, které odebírají komponenty a materiály od různých výrobců. Během experimentu bude využit měřicí přístroj 3D L.A.S.A.R Posture a online fitness program. Fitness program bude anonymizován a nebude možno určit, který z existujících fitness programů byl pro experiment využit, je to jeden z cca 20 online programů pro osoby po TF amputaci. Online fitness program nastaví nezávislí odborníci z RK Malvazinky. Výsledky výzkumu budou využity pouze za účelem zpracování mé diplomové práce. Jsem zaměstnancem obchodní protetické firmy (anonymizováno). Experiment nepovede k mému osobnímu ani firemnímu prospěchu.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: věk, pohlaví, výška amputace, strana amputace, délka doby po amputaci, délka doby užívání protézy a další data získané výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci.

Fotografie: Měřicí přístroj 3D L.A.S.A.R. Posture promítá obraz do tabletu v reálném čase. Tento snímek zabírá účastníka od chodidel až po ramena. Přístroj nemůže snímat obličej. Tablet a program přístroje je opatřen heslem. Fotografie v tabletu budou staženy do mého osobního počítače a v tabletu bude historie dat v den testování smazána. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmačáním částí těla a znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze hlavní řešitel práce a budou do 1 dne po testování smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): příložen

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzují, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 6. 3. 2024

Podpis předkladatele:

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 014/2024

dne: 16. 3. 2024

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

razítka UK FTVS
UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

podpis předsedkyně EK UK FTV

10.2 Vzor informovaného souhlasu

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

INFORMOVANÝ SOUHLAS k žádosti 12/2024

Vážený pane,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Umluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci *díplomové práce s názvem Vliv pohybové intervence na rozložení váhy dolních končetin-u jedinců po transfemorální amputaci prováděné na rehabilitační klinice Malvazinky a ve Vašem domácím prostředí.*

Projekt bude probíhat v období duben 2024 – červen 2024

Projekt není financován.

Cílem projektu je zhodnotit vliv fitness programu na rozložení váhy dolních u uživatelů protéz po jednostranné transfemorální amputaci.

Způsob zásahu bude neinvazivní. Budete se účastnit pohybového programu a před-po měření rozložení váhy dolních končetin.

Při zahájení projektu budete opět ústně informováni o postupu při testování a plnění pohybového programu.

Experiment započne vstupním testováním pomocí přístroje 3D L.A.S.A.R. Posture, kde budete vyzváni ke stožení mírně rozkročmo na silových deskách. Následně proběhne test pro ověření rozsahu v kyčelním kloubu v leže na zádech na lůžku. Během testování, které dohromady potrvá maximálně 10 minut, budete pouze ve spodním prádle v soukromé místnosti za mé přítomnosti a dopomoci vedené fyzioterapeutkou. Vstupní testování bude zakončeno dotazníkem, který vám zabere pár minut. Tento postup bude opakován po uplynutí pohybové intervence po 4 týdnech, kdy bude experiment pro Vás ukončen.

Experiment také obsahuje pohybovou intervenci ve formě online fitness programu speciálně vytvořený pro osoby po amputaci. Celkové trvání pohybového programu je 4 po sobě jdoucí týdny, 5x týdně po 40 minutách. Jedna lekce obsahuje 8 cviků na sílu, vytrvalost, koordinaci a rovnováhu. Poté následují 4 cviky pro protahování svalů na podporu regenerace a flexibility. Každý cvik bude 4 x opakován. Trénink nejprve vyžaduje cvičení s protézou a pěnovým míčkem. Následující cviky budou prováděny na podložce bez protézy. Online fitness program bude nastavený tak, aby probandi měli totožné cviky za stejných podmínek.

Během měření bude přítomný fyzioterapeut se specializací manipulace, fyzioterapie a školy chůze s osobami po amputaci.

Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Bezpečnost pohybové intervence bude zajištěna následujícími opatřeními, která případná rizika budou minimalizovat (např. natažení svalů, zadýchání, nesprávná technika, nedostatečná ochrana kloubů, pád). Před zahájením proběhne úvodní individuální odborná konzultace k jednotlivým cvikům, tak aby bylo ověřeno, že cvičení rozumí a zvládnou ho sami. Jednou týdně bude pohybová intervence zkontrolována na rehabilitační klinice. V případě potřeby bude k dispozici online konzultace. Posilovací a protahovací cviky budou vykonávány bez použití protézy ve snížené poloze, či v leže na protiskluzové cvičicí podložce. Cvičení pro koordinaci a rovnováhu bude prováděno ve stožení s možností opory (např. zeď, židle). Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu.

Projektu se nemohou účastnit osoby s chronickými bolestmi zad a zachovalé kontralaterální končetiny. Dále se projektu nezúčastní osoby s akutním (zejména infekčním) onemocněním a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Přínosem tohoto výzkumného projektu pro Vás bude benefit v podobě nově nastaveného pravidelného cvičebního plánu. Dále Vás informuji o výsledcích projektu a případných změnách.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na e-mailové adrese: plhakova.t@gmail.com

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: věk, pohlaví, výška amputace, strana amputace, délka doby po amputaci, délka doby užívání protézy a další data získány výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci.

Fotografie: Měřicí přístroj 3D L.A.S.A.R. Posture promítá obraz do tabletu v reálném čase. Tento snímek zabírá účastníka od chodidel až po ramena. Přístroj nemůže snímat obličej. Tablet a program přístroje je opatřen heslem. Fotografie v tabletu budou staženy do mého osobního počítače a v tabletu bude historie dat v den testování smazána.

Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním částí těla a znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze hlavní řešitel práce a budou do 1 dne po testování smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Tereza Plháková

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Tereza Plháková

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl jsem poučen o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

10.3 Seznam obrázků

Obrázek 1 Stabilita v jednoosých a polycentrických kolenech (Berke et al. 2008, s. 27)	22
Obrázek 2 3D L.A.S.A.R Posture (Otto Bock 2017a, s. 8)	41

10.4 Seznam tabulek

Tabulka 1 Přehled základní charakteristiky subjektů (vlastní)	40
Tabulka 2 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změn u Probanda 1 (vlastní)	46
Tabulka 3 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změn u Probanda 2 (vlastní)	48
Tabulka 4 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změn u Probanda 3 (vlastní)	50
Tabulka 5 Souhrnná tabulka průměrných hodnot před a po intervenci a změn u Probanda 4 (vlastní)	52
Tabulka 6 Změna procentuálního zatížení na amputované straně před a po intervenci u jednotlivých probandů (vlastní)	54

10.5 Seznam grafů

Graf 1 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 1 (vlastní)	47
Graf 2 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 1 (vlastní)	47
Graf 3 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 2 (vlastní)	49
Graf 4 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 2 (vlastní)	49
Graf 5 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 3 (vlastní)	51
Graf 6 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 3 (vlastní)	51
Graf 7 Změny průměrných hodnot zkoumaných parametrů u Probanda 4 (vlastní)	53
Graf 8 Změny v celkovém zatížení mezi neamputovanou a amputovanou dolní končetinou u Probanda 4 (vlastní)	53
Graf 9 Průměr procentuálního zatížení na amputované straně před a po intervenci pro jednotlivé probandy (vlastní)	54
Graf 10 Rozdíl procentuálního zatížení na amputované straně po pohybové intervenci pro jednotlivé probandy (vlastní)	55

10.6 Přehled a popis zvolených cviků

Jednotlivé cviky vycházejí z aplikace Fitness for Amputees. Aplikace je dostupná na App Store a Google Play. (Otto Bock Healthcare, 2017)

10.6.1 Cviky na posílení a stabilizace těla

1. The Bridge

- **Instrukce:** Lehněte si na záda s ohnutým kolenem a nohou položenou na zemi. Zvedněte boky tak, aby tvořily přímku od ramen po koleno, a držte tuto pozici čtyři sekundy, než se opět snížíte. Opakujte, dokud nevyprší čas.
- **Počet opakování:** 4x

2. The steam engine

- **Instrukce:** Začněte sezením na podlaze s nataženými nohama. Dotkněte se jednoho lokte opačného kolena nebo konce vašeho pahýlu tím, že zvednete nohu a současně přitáhnete paži směrem k boku, a držte tuto pozici čtyři sekundy. Vraťte se do výchozí pozice a opakujte na opačné straně. Střídejte, dokud nevyprší čas.
- **Počet opakování:** 4x

3. Leg lifts

- **Instrukce:** Lehněte si na bok s dolní rukou ohnutou pod hlavou a kyčlí a kolenem nataženým. Pomalu zvedněte horní nohu a pak ji opět spusťte. Opakujte střední rychlostí, dokud nevyprší čas. Poté se otočte na druhý bok a opakujte celé cvičení.
- **Počet opakování:** 4x

4. The side bridge

- **Instrukce:** Lehněte si na zdravý bok, opírejte se o spodní ruku, s nataženou kyčlí a ohnutým kolenem. Pomalu zvedněte pánev tak, aby tělo tvořilo přímku, a držte tuto pozici čtyři sekundy, než ji opět snížíte. Opakujte středním tempem, dokud nevyprší čas.
- **Počet opakování:** 4x

10.6.2 Cviky na rovnováhu a koordinaci

1. Criss cross

- **Instrukce:** Označte kříž na zemi nebo použijte jeden vytvořený dlaždicemi. Stůjte v dolním poli s protézou uvnitř. Přeneste váhu na protézu a pomalu klepněte na ostatní pole náhodně prsty zdravé nohy, dokud čas nevyprší.
- **Počet opakování:** 4x

2. Ball pass

- **Instrukce:** S míčem v jedné ruce zvedněte jednu nohu a obtočte míč kolem stehna dvakrát, než jej přenesete do druhé ruky, stále stojící na jedné noze. Položte nohu zpět a opakujte, střídáním z jedné nohy na druhou, dokud čas nevyprší.
- **Počet opakování:** 4x

3. Abductor exercise

- **Instrukce:** Stůjte před něčím, čeho se můžete držet, například před pultem. Nyní natáhněte jednu nohu šikmo dozadu, aniž byste otáčeli chodidlo, a držte ji tam čtyři sekundy. Položte ji zpět a udělejte to samé s druhou nohou. Opakujte středním tempem, dokud čas nevyprší.
- **Počet opakování:** 4x

4. Overhang football

- **Instrukce:** Stůjte bokem s protézou na schodech a zdravou nohou převislou přes krok. Použijte zdravou nohu k pomalému válcování míče doprava a pak doleva. Opakujte, dokud čas nevyprší.
- **Počet opakování:** 4x

10.6.3 Cviky na protahování a relaxaci

1. Adductor stretch

- **Instrukce:** Sedněte si s nohama nataženýma před sebou a ohněte nohu, zatímco prodlužujete váš pahýl směrem dozadu. Otočte horní část těla směrem k zadní noze a podívejte se co nejdále přes rameno. Položte ruce na stehno, pokud je to možné. Držte tuto pozici 30 sekund a pak vyměňte strany.
- **Počet opakování:** 4x

2. Abductor stretch

- **Instrukce:** Sedněte si vzpřímeně u zdi s nohama nataženýma před sebou. Použijte ruce k přitažení jedné nohy k horní části těla a poté tlačte nohu směrem k opačné straně. Měli byste cítit hluboké protažení na straně pánve. Držte tuto pozici 30 sekund. Poté se vraťte do výchozí pozice a opakujte toto cvičení na opačné straně.
- **Počet opakování:** 4x

3. Hip flexors

- **Instrukce:** Sedněte si na podlahu s jednou nohou ohnutou. Poté prodlužte svůj pahýl za sebe. Předkloňte horní část těla a položte předloktí na podložku. Umístěte ruce pod ramena, narovnejte paže a přesuňte horní část těla do natažené pozice. Držte tuto pozici 30 sekund, než se vrátíte do výchozí pozice. Vyměňte polohu nohou a opakujte cvičení.
- **Počet opakování:** 4x

4. Back stretch

- **Instrukce:** Lehněte si na záda a přitáhněte nohy co nejbližší k horní části těla. Nejlepší je držet nohy v ohybu kolen, pokud můžete. Zůstaňte v této pozici, dokud čas nevyprší.
- **Počet opakování:** 4x